

**ANALISIS DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT)
PADA KANKER KULIT MELANOMA MENGGUNAKAN *PARTICLE*
AND HEAVY ION TRANSPORT CODE SYSTEM (PHITS)**

TUGAS AKHIR SKRIPSI

**Diajukan kepada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Negeri Yogyakarta untuk Memenuhi sebagian Persyaratan
Guna Memperoleh Gelar Sarjana Sains**



**Disusun oleh :
Siti Nurul Fadzilah
NIM 14306141027**

**PROGRAM STUDI FISIKA
JURUSAN PENDIDIKAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS NEGERI YOGYAKARTA
2018**

LEMBAR PERSETUJUAN

Tugas Akhir Skripsi dengan Judul

**ANALISIS DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT)
PADA KANKER KULIT MELANOMA MENGGUNAKAN *PARTICLE
AND HEAVY ION TRANSPORT CODE SYSTEM* (PHITS)**

Disusun oleh :

Siti Nurul Fadzilah

NIM 14306141027

Telah memenuhi syarat dan disetujui oleh Dosen Pembimbing untuk dilaksanakan
Ujian Tugas Akhir Skripsi bagi yang bersangkutan.

Yogyakarta, 25. September 2018

Menyetujui,

Pembimbing I

Pembimbing II

Prof. Ir. Yohannes Sardjono, APU

Dr. Eng. Rida Siti Nur'aini M.

NIP 19590610 198103 1 002

19840818 201404 2 001

Mengetahui,

Ketua Program Studi Fisika

Nur Kadarisman, M. Si.

NIP 19640205 199101 1 001

SURAT PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Siti Nurul Fadzilah
NIM : 14306141027
Program Studi : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Judul Skripsi : Analisis Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT)
pada Kanker Kulit Melanoma menggunakan *Particle and Heavy Ions Transport code System* (PHITS)

menyatakan bahwa tugas akhir skripsi ini merupakan hasil dari pemikiran sendiri. Sepanjang pengetahuan saya tidak terdapat karya atau pendapat orang lain yang ditulis dan diterbitkan, kecuali sebagai kutipan yang mengikuti tata penulisan karya ilmiah yang telah lazim.

Yogyakarta, 25 September... 2018

Yang menyatakan,



Siti Nurul Fadzilah

NIM 14306141027

HALAMAN PENGESAHAN

Tugas Akhir Skripsi

**ANALISIS DOSIS BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT)
PADA KANKER KULIT MELANOMA MENGGUNAKAN PARTICLE
AND HEAVY ION TRANSPORT CODE SYSTEM (PHITS)**

Disusun oleh :

Siti Nurul Fadzilah

NIM 14306141027

Telah dipertahankan di depan Dewan Penguji Tugas Akhir Skripsi Program Studi
Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri
Yogyakarta pada tanggal 28 September 2018

Dewan Penguji

Nama	Jabatan	Tanda Tangan	Tanggal
Prof. Ir. Yohannes Sardjono, A.P.U NIP 19590610 198103 1 002	Ketua Penguji		08/10/2018
Nur Kadarisman, M.Si NIP 19640205 199101 1 001	Penguji Utama		08/10/2018
Dr. Eng. Rida Siti Nur'aini M. NIP 19840818 201404 2 001	Penguji Pendamping		08/10/2018

Yogyakarta, 9/10/2018
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Negeri Yogyakarta
Dekan,



Dr. Hartono
NIP 19620329 198702 1 002

TUGAS AKHIR SKRIPSI

ANALISIS DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT) PADA KANKER KULIT MELANOMA MENGGUNAKAN *PARTICLE AND HEAVY ION TRANSPORT CODE SYSTEM* (PHITS)

Disusun oleh :

Siti Nurul Fadzilah

NIM 14306141027

Telah Disetujui dan Disahkan

Pusat Sains dan Teknologi Akselerator (PSTA BATAN) Yogyakarta

Pada Tanggal :

Kepala Bidang Fisika Partikel

Pembimbing di PSTA BATAN

Ir. Puradwi Ismu Wahyono, D.E.A

Prof. Ir. Yohannes Sardjono, A.P.U

NIP 19611025 198810 1 001

NIP 19590610 198103 1 002

Menyetujui,

PLT Kepala PSTA BATAN

Edy Giri Rachman Putra, Ph.D.

NIP 19700327 199403 1 003

PERSEMBAHAN

Karya ini saya persembahkan untuk kedua orang tua saya Bapak Muhammad Hilaludin dan Ibu Semningsih, serta adik-adik saya Siti Nurul Mahmudah dan Siti Nur Aisyah, teman-teman sepenelitian Muhammad Yatsrib Ramadhan, Dhani Nur Indra Syamputra, Ahmad Faisal Harish, Azzam Zukhrofani Iman, dan Satrio Bayu P., teman-teman Fisika 2014, sahabat-sahabat tercinta, dan penderita kanker. Terima kasih atas segala doa, dukungan, kepercayaan, dan cinta kasih yang telah diberikan kepada saya, semoga Allah menyatukan kita di surga, aamiin Ya Rabb.

**ANALISIS DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT)
PADA KANKER KULIT MELANOMA MENGGUNAKAN *PARTICLE
AND HEAVY ION TRANSPORT CODE SYSTEM* (PHITS)**

Oleh :
Siti Nurul Fadzilah
NIM 14306141027

Abstrak

Penelitian ini bertujuan untuk: (1) melakukan simulasi dengan membuat geometri kanker kulit melanoma yang terdiri dari tulang, otot, kulit, gtv, ctv kulit, ctv otot, ptv kulit, dan ptv otot yang berada di lengan menggunakan program PHITS, (2) menentukan konsentrasi boron yang efektif untuk membunuh sel kanker kulit melanoma, (3) mengetahui dosis serap ^{10}B yang diterima oleh jaringan tulang, kulit, gtv, ctv kulit, ctv otot, ptv kulit, dan ptv otot pada konsentrasi yang efektif, (4) menentukan lama waktu iradiasi yang efektif untuk membunuh sel kanker dengan kerusakan jaringan sehat paling kecil.

PHITS digunakan untuk mensimulasikan proses terapi BNCT pada kanker kulit melanoma menggunakan sumber neutron dari Reaktor Kartini. Variasi konsentrasi boron yang digunakan yaitu 20 $\mu\text{g/g}$ kanker, 30 $\mu\text{g/g}$ kanker, 40 $\mu\text{g/g}$ kanker, 50 $\mu\text{g/g}$ kanker, dan 60 $\mu\text{g/g}$ kanker. Hasil *output* PHITS berupa fluks neutron, keluaran yang dapat langsung digunakan yaitu fluks neutron cepat untuk laju dosis neutron, sedangkan fluks neutron termal digunakan untuk menghitung laju dosis boron, laju dosis proton, dan laju dosis gamma.

Hasil penelitian ini antara lain: (1) telah disimulasikan dengan bentuk geometri kanker kulit melanoma menggunakan kode PHITS pada tulang, otot, kulit, gtv, ctv otot, ptv otot, ctv kulit, dan ptv kulit, (2) pada variasi konsentrasi boron 20 $\mu\text{g/g}$ kanker, 30 $\mu\text{g/g}$ kanker, 40 $\mu\text{g/g}$ kanker, 50 $\mu\text{g/g}$ kanker, dan 60 $\mu\text{g/g}$ kanker, konsentrasi yang paling efektif membunuh sel kanker dengan kedalaman 0,6 cm adalah 50 $\mu\text{g/g}$ kanker, (3) dosis serap ^{10}B yang diterima oleh jaringan tulang, kulit, ctv kulit, ctv otot, ptv kulit, dan ptv otot pada konsentrasi 50 $\mu\text{g/g}$ kanker masing-masing sebesar 3,73 Gy; 4,56 Gy; 16,06 Gy; 19,30 Gy; 4,74 Gy; 4,08 Gy, (4) waktu iradiasi yang efektif dalam membunuh sel kanker dengan kerusakan jaringan sehat paling kecil terdapat pada konsentrasi 50 $\mu\text{g/g}$ kanker yaitu 3 jam 43 menit 13 detik. Pada konsentrasi boron tersebut, dampak deterministik yang ditimbulkan pada kulit adalah eritema, deskuamasi kering, dan fase utama kulit memerah.

Kata kunci: melanoma, PHITS, BNCT, Reaktor Kartini, dosis boron

**DOSE ANALYZE OF BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT) AT
SKIN CANCER MELANOMA USING PARTICLE AND HEAVY ION
TRANSPORT CODE SYSTEM (PHITS)**

By :
Siti Nurul Fadzilah
NIM 14306141027

Abstract

This research aims to: (1) simulate melanoma skin cancer geometrically consist of bone, muscle, skin, gtv, skin ctv, muscle ctv, skin ptv, and muscle ptv in arm using PHITS program, (2) determine the effective concentration of boron to kill melanoma skin cancer cells, (3) discover absorbed dose ^{10}B received by bone, skin, gtv, skin ctv, muscle ctv, skin ptv, and muscle ptv at effective concentration, (4) determine effective irradiation time for killing melanoma skin cancer cells with less damage on health tissuest.

PHITS is used to simulate the BNCT therapy process for melanoma skin cancer using neutron sources from Kartini Reactor. Variation of boron concentrations used were 20 $\mu\text{g/g}$ cancer, 30 $\mu\text{g/g}$ cancer, 40 $\mu\text{g/g}$ cancer, 50 $\mu\text{g/g}$ cancer, dan 60 $\mu\text{g/g}$ cancer. Output of PHITS results are neutron flux, output can be used directly is fast neutron flux for neutron dose rate, while termal neutron flux can be used to calculate boron dose rate, proton dose rate, and gamma dose rate.

The results of this research include: (1) has been simulated with geometric forms of melanoma skin cancer using PHITS codes on bones, muscles, skin, gtv, muscle ctv, muscle ptv, ctv skin, and ptv skin, (2) on variation of boron concentrations are 20 $\mu\text{g/g}$ cancer, 30 $\mu\text{g/g}$ cancer, 40 $\mu\text{g/g}$ cancer, 50 $\mu\text{g/g}$ cancer, dan 60 $\mu\text{g/g}$ cancer, the effective concentration of boron to kill melanoma skin cancer cells with depth of cancer 0,6 cm is 50 $\mu\text{g/g}$ cancer, (3) ^{10}B absorbed dose received by bone, skin, ctv skin, muscle ctv, ptv skin, and ptv muscle at a concentration of 50 $\mu\text{g} / \text{g}$ of cancer each of 3.73 Gy; 4,56 Gy; 16.06 Gy; 19.30 Gy; 4.74 Gy; 4.08 Gy, (4) effective irradiation time for killing melanoma skin cancer cells with less damage on health tissuest at 50 $\mu\text{g/g}$ cancer is 3 hours 43 minutes 13 seconds. In these boron concentrations, the deterministic effects caused at skin are erythema, dry desquamation, and the main phase of skin flushing.

Keywords: *melanoma, PHITS, BNCT, Kartini Reactor, boron dose*

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadirat Tuhan Yang Maha Esa atas segala karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir skripsi yang berjudul “**Analisis Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Kanker Kulit Melanoma menggunakan *Particle and Heavy Ion Transport Code System* (PHITS)**”. Dalam penulisan tugas akhir skripsi ini, penulis mengucapkan terima kasih kepada semua pihak yang telah membantu menyelesaikan penelitian ini, khususnya kepada :

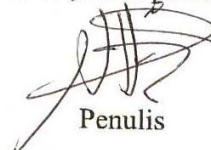
1. Bapak Prof. Ir. Yohannes Sardjono, APU dan Dr. Eng. Rida Siti Nur`aini Mahmudah selaku pembimbing skripsi yang telah memberikan arahan, masukan, dan membimbing penulis dalam menyelesaikan tugas akhir skripsi.
2. Bapak Nur Kadarisman, M.Si. selaku Ketua Prodi Fisika dan penguji utama yang telah memberikan kritik dan saran dalam tugas akhir skripsi ini.
3. Bapak Yusman Wiyatmo, M.Si. selaku Ketua Jurusan Pendidikan Fisika beserta seluruh dosen dan staf yang telah membantu dan memfasilitasi dalam penyusunan tugas akhir skripsi.
4. Bapak Dr. Hartono, M.Si. selaku Dekan Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Yogyakarta yang telah memberikan pengesahan tugas akhir skripsi.
5. Bapak Ir. Puradwi Ismu Wahyono, DEA. selaku PLT Kepala Pusat Sains dan Teknologi Akselerator Badan Tenaga Nuklir Nasional (PSTA BATAN)

Yogyakarta yang telah memberikan izin dan membantu dalam pelaksanaan penelitian ini.

6. Seluruh staf dan karyawan PSTA BATAN Yogyakarta yang telah membantu dalam menyelesaikan tugas akhir skripsi.
7. Bapak Rasito, S. Si., Mas I Made Ardana, M.Sc., Mbak Rosilatul Zailani, S.Si., yang telah membantu dalam mengambil data tugas akhir skripsi.
8. Serta semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu yang dalam proses pelaksanaan dan proses penulisan telah memberikan dukungan dan bantuan.

Penulis menyadari akan adanya kekurangan dalam penulisan laporan ini, sehingga saran dan kritik yang membangun dari berbagai pihak sangat diharapkan demi kesempurnaan penulisan ini. Semoga penulisan laporan ini bermanfaat untuk penelitian selanjutnya.

Yogyakarta, 20 September 2018



Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERSETUJUAN	ii
SURAT PERNYATAAN	iii
HALAMAN PENGESAHAN	iv
HALAMAN PERSEMBAHAN	vi
ABSTRAK	vii
KATA PENGANTAR	ix
DAFTAR ISI	xi
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR GAMBAR	xiv
DAFTAR LAMPIRAN	xvi
BAB I PENDAHULUAN	
A. Latar Belakang Masalah	1
B. Identifikasi Masalah	9
C. Batasan Masalah	10
D. Rumusan Masalah	11
E. Tujuan	11
F. Manfaat	12
BAB II KAJIAN PUSTAKA	
A. Deskripsi Teori	13
1. Kanker Kulit Melanoma	13
2. <i>Boron Neutron Capture Therapy</i> (BNCT)	19
3. Dosis pada BNCT	26
4. Reaktor Kartini	29
5. PHITS	31
B. Kerangka Berpikir Teoritis	36
C. Penelitian yang Relevan	37
BAB 3 METODE PENELITIAN	
A. Waktu dan Tempat Penelitian	39

B. Variabel Penelitian	39
C. Alat Penelitian	40
D. Alur Penelitian	42
E. Metode Perhitungan Dosis Radiasi	44
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	49
BAB V PENUTUP	
A. Kesimpulan	63
B. Saran	63
DAFTAR PUSTAKA	64
LAMPIRAN.....	69

DAFTAR TABEL

Tabel 1. Tingkat kematian kanker di negara-negara SEAR.....	3
Tabel 2. Tampang lintang neutron termal pada inti	20
Tabel 3. Parameter sumber neutron	25
Tabel 4. <i>Sections</i>	32
Tabel 5. <i>Parameter</i>	33
Tabel 6. <i>Surface Card</i>	34
Tabel 7. Tipe Sumber Raiasi.....	35
Tabel 8. <i>Tally</i>	36
Tabel 9. Material jaringan tulang	40
Tabel 10. Material jaringan otot.....	41
Tabel 11. Material jaringan kulit.....	41
Tabel 12. Material jaringan kanker	41
Tabel 13. Faktor bobot radiasi	48
Tabel 14. Laju dosis total tiap jaringan.....	57
Tabel 15. Waktu iradiasi	59
Tabel 16. Dosis serap tiap jaringan	60
Tabel 17. Efek deterministik pada kulit (<i>Dpt. Of Radiation Oncology Ghent University Hospital</i>).....	60
Tabel 18. Efek deterministik pada kulit (Bapeten, 2015)	61
Tabel 19. Efek deterministik pada beberapa jaringan	61
Tabel 20. Efek deterministik pada kulit	61

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1. Persentase kematian berdasarkan jenis kanker pada laki-laki dan perempuan di Indonesia	4
Gambar 2. Data sepuluh besar kasus kanker pada laki-laki dengan tahun diagnosis 2008-2014 di RSUP Dr. Sardjito	5
Gambar 3. Data sepuluh besar kasus kanker pada wanita dengan tahun diagnosis 2008-2014 di RSUP Dr. Sardjito	5
Gambar 4. Data penderita kanker pada laki-laki tahun 2011-2013 di RSK Dharmais	6
Gambar 5. Data penderita kanker pada wanita tahun 2011-2013 di RSK Dharmais	6
Gambar 6. Struktur Kulit pada Manusia	13
Gambar 7. Melanoma Stadium 0	15
Gambar 8. Melanoma Stadium I	15
Gambar 9. Melanoma Stadium II	16
Gambar 10. Melanoma Stadium III	17
Gambar 11. Iradiasi dan hasil reaksi nuklir antara boron-10 dengan neutron termal	22
Gambar 12. Struktur Molekul BSH dan BPA	23
Gambar 13. Diagram Alur Penelitian	43
Gambar 14. Desain Kolimator	49
Gambar 15. Simulasi sumber neutron	50
Gambar 16. Simulasi kanker kulit melanoma menggunakan VISED	51
Gambar 17. Perbesaran geometri kanker kulit melanoma menggunakan VISED	51
Gambar 18. Simulasi geometri kanker kulit melanoma pada sumbu x-y	52
Gambar 19. Simulasi geometri kanker kulit melanoma pada sumbu y-z	53
Gambar 20. Grafik distribusi fluks neutron terhadap kedalaman jaringan	55
Gambar 21. Puncak fluks neutron terhadap kedalaman jaringan	56
Gambar 22. Grafik kolom laju dosis total tiap jaringan	57

Gambar 23. Grafik laju dosis total terhadap konsentrasi boron pada gtv.....	58
Gambar 24. Grafik laju dosis terhadap konsentrasi boron pada gtv.....	58
Gambar 25. Grafik waktu iradiasi terhadap konsentrasi boron	59

DAFTAR LAMPIRAN

LAMPIRAN 1. Input Geometri Kanker Kulit Melanoma	69
LAMPIRAN 2. Input PHITS Code: Konsentrasi boron 50 $\mu\text{g/g}$ kanker	75
LAMPIRAN 3. Perhitungan Fraksi Massa Baru tiap Jaringan: Konsentrasi boron 50 $\mu\text{g/g}$ kanker	83
LAMPIRAN 4. Perhitungan Laju Dosis pada Jaringan Kanker: Konsentrasi boron 50 $\mu\text{g/g}$ kanker	91
LAMPIRAN 5. Perhitungan Waktu Iradiasi dan Dosis Serap	94
LAMPIRAN 6. Fraksi Dosis Serap Gamma	95
LAMPIRAN 7. <i>Multiplier</i>	96

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang Masalah

Sepuluh penyebab kematian tertinggi di dunia antara lain penyakit jantung iskemik, stroke, infeksi saluran pernapasan bawah, penyakit kronis paru-paru, kanker, diabetes mellitus, penyakit alzheimer, diare, tuberkulosis, dan cedera jalan. Kanker menempati urutan kedua penyebab utama kematian di dunia pada tahun 2015, sebanyak 8,8 juta kematian atau hampir 1 dari 6 kematian disebabkan oleh penyakit ini. Kanker termasuk ke dalam penyakit yang tidak menular atau disebut dengan NCD (*noncommunicable diseases*) (*World Health Organization*, 2017). Kanker atau tumor ganas adalah pertumbuhan sel-sel baru yang abnormal, cepat, dan tidak terkendali sehingga dapat merusak sel-sel sehat dan menyebar ke jaringan sekitarnya. Kanker yang telah menyebar ke jaringan sekitarnya disebut kanker metastatik. Kebanyakan penderita kanker meninggal karena kanker metastatik (*National Cancer Institute*, 2018).

Kanker bisa tumbuh di bagian tubuh manapun, termasuk kulit. Kebanyakan kanker kulit menyebar melalui saluran getah bening. Ada dua jenis kanker kulit, yaitu melanoma dan non-melanoma. Jenis kanker kulit non-melanoma terdiri atas karsinoma sel basal dan karsinoma sel skuamosa. Melanoma merupakan kanker kulit paling ganas yang menyebabkan sebagian besar kematian akibat kanker kulit di seluruh dunia. Meskipun bukan kanker kulit yang paling umum, hal ini menyebabkan kematian terbanyak. Melanoma

menempati urutan kelima kanker yang umum di kalangan pria, dan ketujuh di kalangan wanita. Melanoma terus mengalami peningkatan di seluruh dunia, di Amerika Serikat didiagnosa penderitanya sekitar 2,1% dari populasi AS (Conic *et al*, 2017). Pada umumnya, melanoma sering tumbuh di bagian kulit kepala atau leher pada lelaki dan di kulit lengan atau kaki pada wanita. Tingkat melanoma tertinggi di dunia adalah Australia dan Selandia Baru, hal ini mungkin berhubungan dengan tingginya populasi yang berkulit putih dan terpapar sinar matahari sejak masih kecil (*Cancer Australia*, 2018).

Pada tahun 2017 di Amerika Serikat terdapat sepuluh jenis kanker yang paling mematikan antara lain kanker payudara (wanita), kanker paru-paru, kanker prostat, kanker kolorektal/ usus besar, kanker kulit melanoma, kanker kandung kemih, limfoma non-hodgkin (NHL), kanker ginjal dan pelvis ginjal, leukemia, dan kanker uterus. Pada data tersebut, kanker kulit melanoma menempati urutan kelima dimana melanoma memiliki presentase sebesar 5,2% dari kesepuluh jenis kanker tersebut dengan 87.110 kasus dan presentase kematian sebesar 1,6% dengan 9.730 kasus (*National Cancer Institute*, 2018). Pada tahun 2016 diperoleh sebanyak 83.510 penderita kanker kulit termasuk melanoma sebanyak 76.380 kasus dimana 46.870 lelaki dan 29.510 wanita. Kemudian jumlah kematian sebanyak 13.650 orang termasuk di dalamnya kematian akibat melanoma sebanyak 10.130 kasus dimana 6.750 lelaki dan 3.380 wanita (*American Cancer Society*, 2016). Pada tahun 2017 diperoleh sebanyak 95.360 penderita kanker kulit termasuk melanoma sebanyak 87.110 kasus dimana 52.170 lelaki dan 34.940 wanita. Kemudian jumlah kematian sebanyak 13.590 orang termasuk di dalamnya

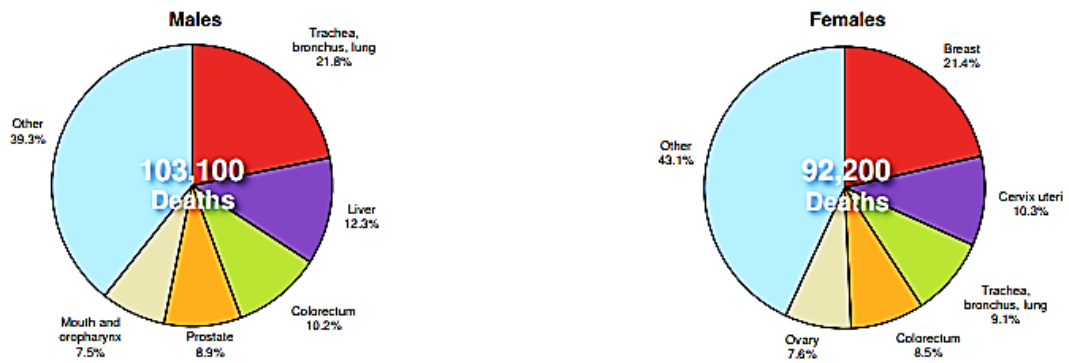
kematian akibat melanoma sebanyak 9.730 kasus dimana 6.380 lelaki dan 3.350 wanita (*American Cancer Society*, 2017).

Di Indonesia, pada tahun 2012 tingkat kematian kanker per 100.000 untuk laki-laki adalah 132,6 menempati peringkat ketiga dan untuk wanita adalah 94,8 menempati peringkat keempat (*World Health Organization*, 2012). Hal tersebut ditunjukkan pada tabel 1.

Tabel 1. Tingkat kematian kanker di negara-negara SEAR (*South-East Asia Region*) (*World Health Organization*, 2012)

No.	Negara	Tingkat kematian kanker per 100.000 (Laki-laki)	Peringkat (Laki-laki)	Tingkat kematian kanker per 100.000 (Wanita)	Peringkat (Wanita)
1	Bangladesh	94,9	6	79,9	6
2	Bhutan	80,8	7	79,8	7
3	DPRK	196,6	1	122,3	1
4	India	79,0	9	66,3	9
5	Indonesia	132,6	3	94,8	4
6	Maldivies	79,8	8	59,5	11
7	Myanmar	147,4	2	103,7	3
8	Nepal	77,7	10	75,3	8
9	Sri Lanka	68,8	11	61,4	10
10	Thailand	127,8	5	82,6	5
11	Timor Leste	185,4	2	122,3	1

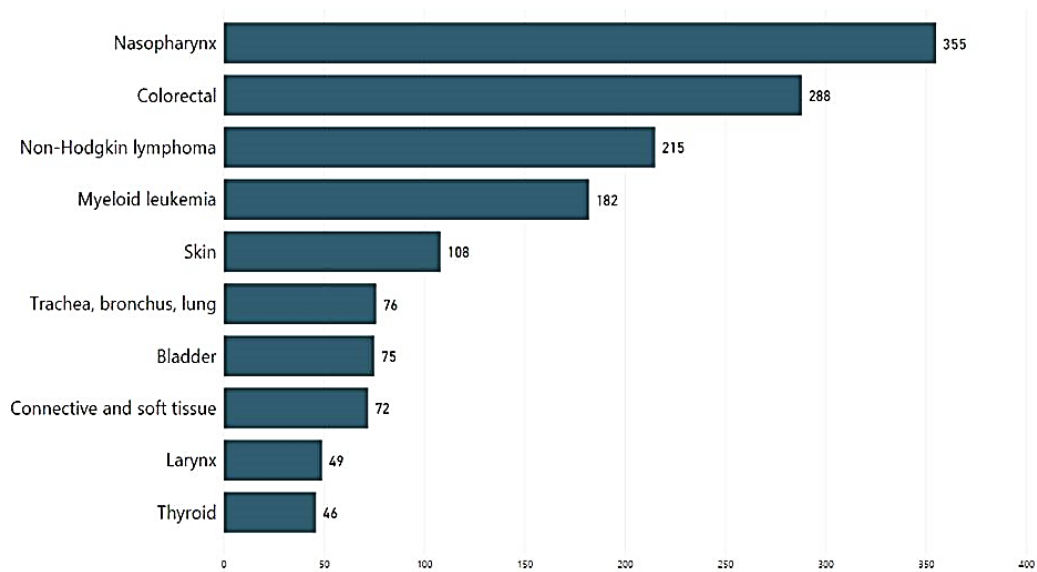
Pada tahun 2013, jumlah penderita kanker sekitar 347.792 kasus (Pusat Data dan Informasi Kementerian Kesehatan RI, 2015). Pada tahun 2014, kematian akibat kanker pada laki-laki sebanyak 103.100 kasus dan pada wanita sebanyak 92.200 kasus (*World Health Organization*, 2014). Persentase kematian berdasarkan jenis kanker pada laki-laki dan perempuan di Indonesia ditunjukkan pada gambar 1 di bawah ini.



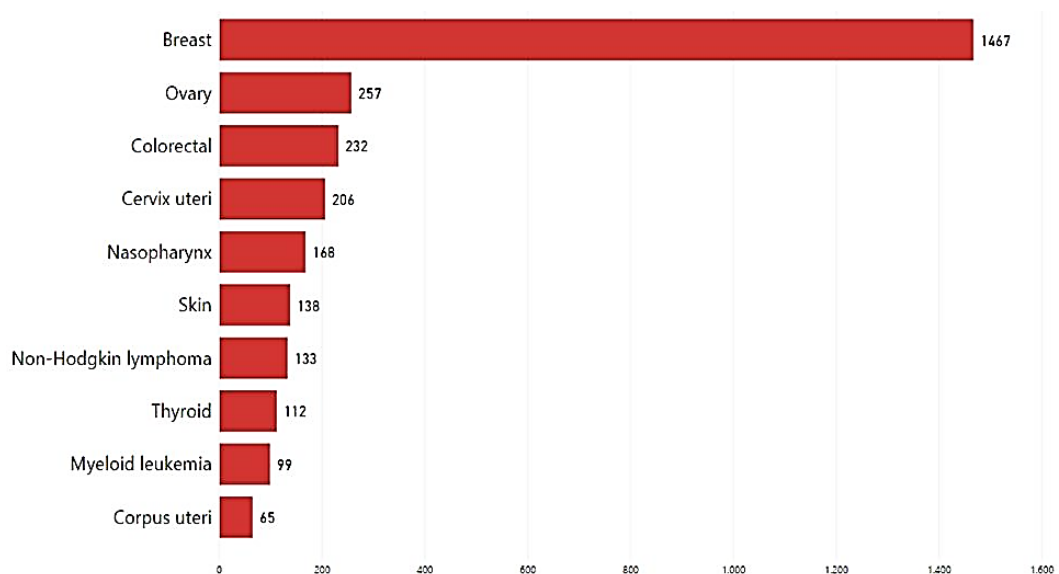
Gambar 1. Persentase kematian berdasarkan jenis kanker pada laki-laki dan perempuan di Indonesia (*World Health Organization*, 2014).

Hasil riset tahun 2007 di Indonesia menunjukkan bahwa kanker kulit menempati urutan ketiga dari keseluruhan jenis kanker. Pada 266 kasus kanker kulit, laki-laki lebih banyak terkena penyakit kanker kulit dengan presentase 55,6%, sedangkan perempuan sebesar 44,4% (Dewi, 2017).

Data penderita kanker di Rumah Sakit Umum Pusat Dr. Sardjito pada gambar 2 dan 3 terdiri dari 1.956 (36,1%) laki-laki dan 3.464 (63,9%) wanita. Penderita kanker kulit pada laki-laki menempati urutan keempat sebanyak 108 kasus, sedangkan kanker kulit pada wanita menempati urutan keenam sebanyak 138 kasus.

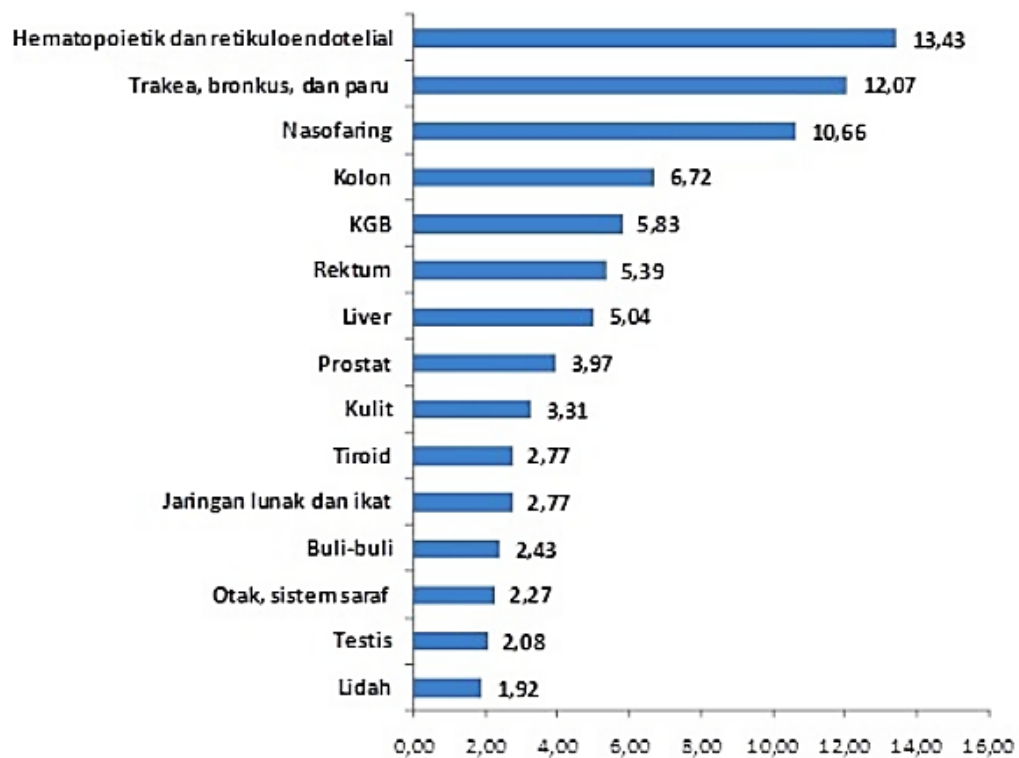


Gambar 2. Data sepuluh besar kasus kanker pada laki-laki dengan tahun diagnosis 2008-2014 di RSUP Dr. Sardjito (*Jogja Cancer Registry*, 2018)

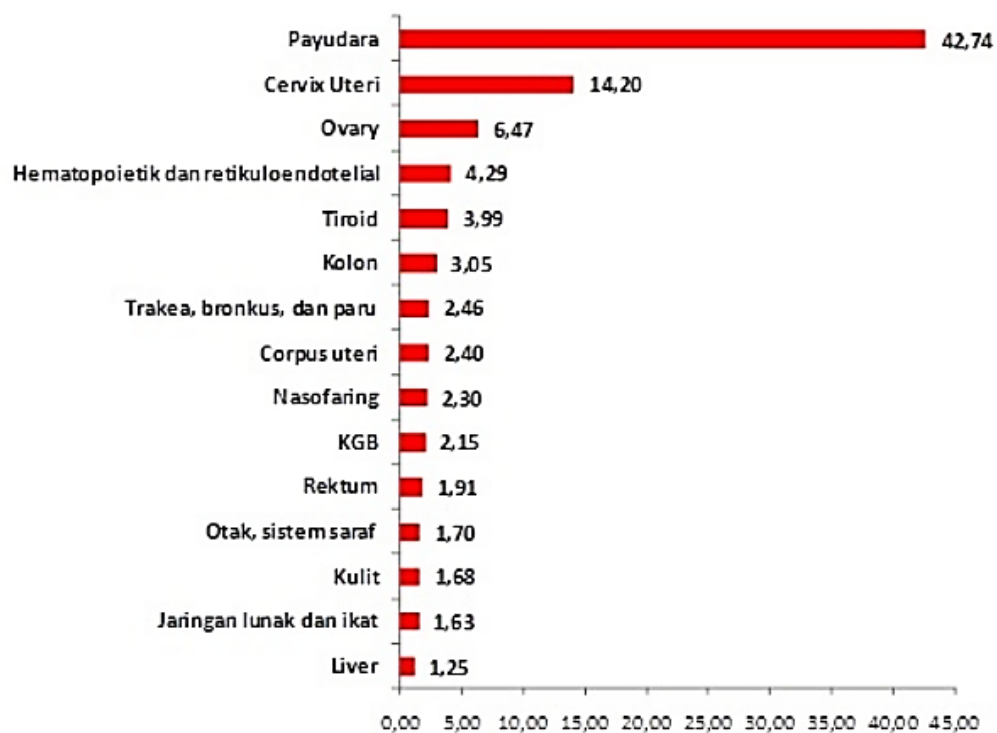


Gambar 3. Data sepuluh besar kasus kanker pada wanita dengan tahun diagnosis 2008-2014 di RSUP Dr. Sardjito (*Jogja Cancer Registry*, 2018)

Sementara data penderita kanker di Rumah Sakit Kanker Dharmais pada tahun 2011 hingga 2013 ditunjukkan pada gambar 4 dan 5 di bawah ini. Data penderita kanker tersebut terdiri dari 3.172 laki-laki dan 6.008 wanita. Kanker kulit pada laki-laki menempati urutan kesembilan sebanyak 105 (3,31%) dan pada wanita menempati urutan ke-13 sebanyak 101 (1,68%).



Gambar 4. Data penderita kanker pada laki-laki tahun 2011-2013 di RSK Dharmais (Dharmais, 2016)



Gambar 5. Data penderita kanker pada wanita tahun 2011-2013 di RSK Dharmais (Dharmais, 2016)

Pencegahan kanker dapat dilakukan dengan olahraga teratur, diet sehat, hindari merokok, pola makan sehat, pola hidup sehat dan seimbang, mengurangi konsumsi makanan yang dibakar/dipanggang, tidak minum minuman alkohol, menghindari seks bebas, hindari stress, dan periksa kesehatan secara rutin. Sementara pencegahan untuk kanker kulit dapat dilakukan dengan beberapa hal, antara lain melindungi kulit dari paparan sinar matahari, menghindari kontak kulit dengan bahan kimia yang berlebihan dan berulang, memberikan nutrisi dan vitamin ke kulit, dan menghindari paparan lingkungan penyebab kanker meliputi zat kimia dalam asap rokok dan radiasi. Usaha yang paling baik setelah pencegahan kanker adalah meningkatkan kesadaran masyarakat sedini mungkin untuk memeriksakan diri secara rutin, kebanyakan penderita kanker datang pada stadium lanjut sedangkan penyembuhan kanker tidak bisa dilakukan secara spontan. Beberapa tes yang dilakukan untuk mendiagnosa kanker kulit melanoma antara lain pemeriksaan riwayat penyakit kanker dalam keluarga, pemeriksaan kulit, anamnesis, tes darah secara rutin, biopsi, *CT scan*, *PET scan*, dan MRI.

Setelah kanker melanoma didiagnosis, selanjutnya akan dilakukan terapi. Terapi kanker yang digunakan saat ini adalah operasi, imunoterapi, kemoterapi, dan radioterapi. Operasi pembedahan masih menjadi pilihan utama untuk sebagian besar melanoma, namun operasi ini biasanya hanya menyembuhkan melanoma stadium awal, ketika mencapai stadium III, angka kematian akan melonjak tinggi. Terapi dengan operasi ini akan meninggalkan bekas luka, pada kasus melanoma yang berada di jari ada kemungkinan diperlukannya amputasi tergantung kedalaman melanoma tersebut.

Imunoterapi adalah penggunaan obat-obatan untuk memperkuat sistem imun dan membunuh sel-sel kanker. Efek samping dari penggunaan obat-obatan ini adalah kelelahan, demam, mengantuk, jumlah sel darah rendah, pembengkakan akibat cairan menumpuk, diare, batuk, mual, gatal-gatal, ruam pada kulit, menurunnya nafsu makan, sembelit, dan nyeri sendi. Efek samping yang serius dari imunoterapi dapat menyebabkan masalah serius di usus, hati, saraf, mata, kulit, dan organ lain. Kemoterapi merupakan terapi menggunakan obat yang dapat membunuh sel-sel kanker dalam tubuh. Kemoterapi biasanya tidak efektif dalam membunuh sel kanker melanoma, namun dapat mengurangi gejala dan memperpanjang harapan hidup. Efek samping yang dihasilkan oleh kemoterapi adalah rambut mengalami kerontokan, luka di area mulut, nafsu makan yang menurun, kelelahan, muntah, diare, risiko infeksi meningkat, mudah mengalami pendarahan atau memar, merusak saraf, rasa terbakar, dan kepekaan terhadap suhu sekitar meningkat. Radioterapi merupakan terapi menggunakan radiasi radioaktif dengan dosis yang ditentukan untuk membunuh sel-sel kanker. Sebelum melakukan radioterapi, hal yang harus dilakukan terlebih dahulu adalah melakukan pengukuran yang teliti untuk menembakkan sinar radiasi dan dosis radiasi yang tepat (*American Cancer Society*, 2018).

Terapi tersebut kurang efektif dalam menangani penyakit kanker dilihat dari berbagai efek samping yang dihasilkan. Saat ini, terobosan terapi kanker yang lebih menjanjikan adalah menggunakan metode *selective targetting*, yaitu *Boron Neutron Cancer Therapy* (BNCT). BNCT merupakan suatu metode biner yang terdiri dari reaksi nuklir atom nontoxic dan nonradioaktif boron-10 (^{10}B) dan

neutron termal berenergi rendah yang menghasilkan partikel α $^4\text{He}^2$ dan ion $^7\text{Li}^{3+}$ berenergi tinggi. Disipasi energi kinetik tinggi partikel-partikel ini dicapai dalam jarak kurang dari satu diameter sel, yang memungkinkan penghancuran sel target yang akurat (Canelón *et al*, 2015: 17). BNCT memiliki keunggulan yaitu dosis radiasi yang diberikan pada sinar neutron bisa sangat rendah dan terapi dengan metode ini memungkinkan jaringan sehat di sekitarnya terhindar dari kerusakan (Flores *et al*, 2013: 1196). Memanfaatkan BNCT sebagai terapi kanker tentunya harus memperhatikan dosis boron yang akan dimasukkan dalam sel kanker agar tidak merusak jaringan sehat di sekitarnya. Ada dua variabel yang menentukan jumlah dosis yang akan dimasukkan ke jaringan, yaitu konsentrasi boron dan lama waktu iradiasi (Maitz *et al*, 2017: 687). Pada tahun 2004, kasus pertama melanoma yang diobati dengan BNCT dilaporkan di Argentina, 21 dari 25 pasien melanoma yang dirawat menunjukkan respon yang baik (González SJ *et al*, 2004) (Yong *et al*, 2016). Hal ini menunjukkan bahwa BNCT bisa menjadi pengobatan yang menjanjikan untuk melanoma.

B. Identifikasi Masalah

Berdasarkan latar belakang masalah tersebut, dapat diidentifikasi permasalahannya sebagai berikut.

1. Kanker adalah penyakit yang menyebabkan kematian utama kedua di seluruh dunia.
2. Di daerah dengan banyak paparan sinar matahari memiliki risiko yang lebih tinggi terkena kanker kulit.

3. Terdapat dua jenis kanker kulit, yaitu melanoma dan non-melanoma.
4. Dari sepuluh jenis kanker yang paling mematikan, kanker kulit melanoma menempati urutan kelima.
5. Melanoma sering tumbuh di bagian kulit kepala atau leher pada lelaki dan di kulit lengan atau kaki pada wanita.
6. Pencegahan, diagnostik, dan terapi pada saat ini masih kurang dalam mengatasi kasus-kasus kanker yang ada, hal ini dapat ditunjukkan dengan terlambatnya diagnosa penyakit kanker dan angka kematian yang masih relatif tinggi.
7. Terapi kanker dengan menggunakan metode *selective targetting* yaitu BNCT dapat digunakan sebagai terapi alternatif yang menjanjikan, namun dalam penggunaannya harus memperhatikan konsentrasi boron dan lama waktu iradiasi.

C. Batasan Masalah

Berdasarkan uraian di atas, pembatasan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut.

1. Jenis kanker kulit yang digunakan dalam penelitian adalah melanoma.
2. Lokasi kanker berada di bagian kulit lengan.
3. Sumber neutron yang digunakan adalah radial *beam port* tembus Reaktor Kartini.
4. Efek kerusakan sel dari reaksi hidrolisis air dan radikal bebas tidak diperhitungkan.

5. Besar konsentrasi boron yang digunakan yaitu 20 $\mu\text{g/g}$ kanker, 30 $\mu\text{g/g}$ kanker, 40 $\mu\text{g/g}$ kanker, 50 $\mu\text{g/g}$ kanker, dan 60 $\mu\text{g/g}$ kanker.

D. Rumusan Masalah

Berdasarkan uraian yang telah dijabarkan di atas, dapat disimpulkan rumusan masalah sebagai berikut.

1. Bagaimana simulasi dengan membuat geometri kanker kulit melanoma yang terdiri dari tulang, otot, kulit, gtv, ctv kulit, ctv otot, ptv kulit, dan ptv otot yang berada di lengan menggunakan program PHITS?
2. Berapa konsentrasi boron untuk terapi kanker kulit melanoma yang efektif dalam membunuh sel kanker?
3. Berapa dosis serap ^{10}B yang diterima oleh jaringan tulang, kulit, ctv kulit, ctv otot, ptv kulit, dan ptv otot pada konsentrasi yang efektif?
4. Berapa lama waktu iradiasi yang efektif untuk membunuh sel kanker dengan kerusakan jaringan sehat paling kecil?

E. Tujuan

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut.

1. Melakukan simulasi dengan membuat geometri kanker kulit melanoma yang terdiri dari tulang, otot, kulit, gtv, ctv kulit, ctv otot, ptv kulit, dan ptv otot yang berada di lengan menggunakan program PHITS.
2. Menentukan konsentrasi boron yang efektif untuk membunuh sel kanker kulit melanoma.

3. Mengetahui dosis serap ^{10}B yang diterima oleh jaringan tulang, kulit, ctv kulit, ctv otot, ptv kulit, dan ptv otot pada konsentrasi yang efektif.
4. Menentukan lama waktu iradiasi yang efektif untuk membunuh sel kanker dengan kerusakan jaringan sehat paling kecil.

F. Manfaat

Beberapa manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut.

1. Dapat dijadikan referensi untuk penelitian selanjutnya terkait terapi kanker kulit melanoma yang menggunakan metode BNCT.
2. Dapat mendukung kegiatan eksperimen uji in vivo dan in vitro BNCT.
3. Mendukung penelitian untuk merealisasikan terapi kanker menggunakan metode BNCT.

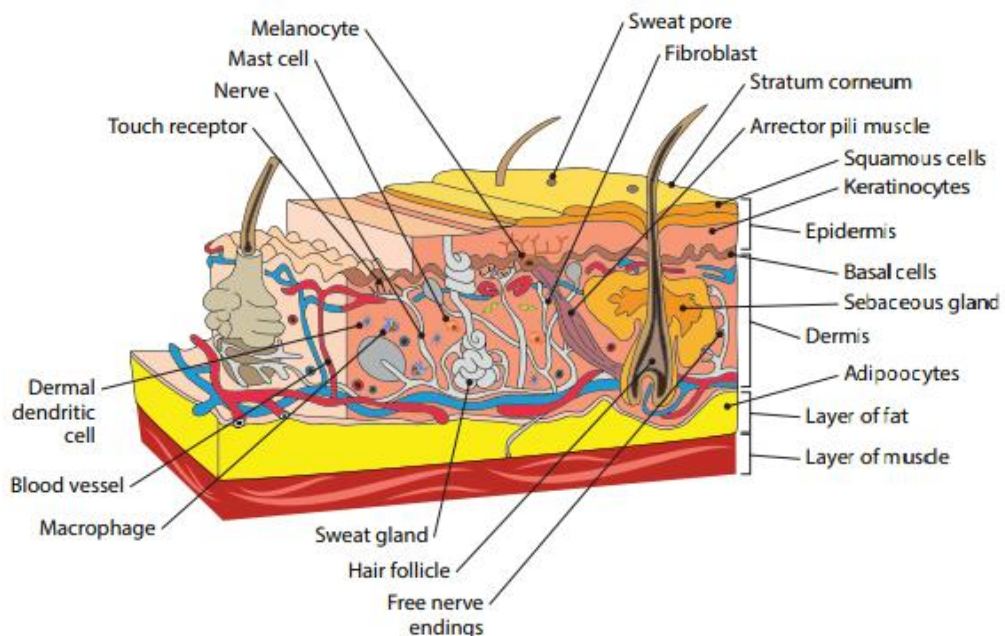
BAB II

KAJIAN PUSTAKA

A. Deskripsi Teori

1. Kanker Kulit Melanoma

Kulit merupakan organ terbesar di tubuh. Kulit dibagi menjadi 3 lapisan, yaitu epidermis, dermis, dan lapisan subkutan.



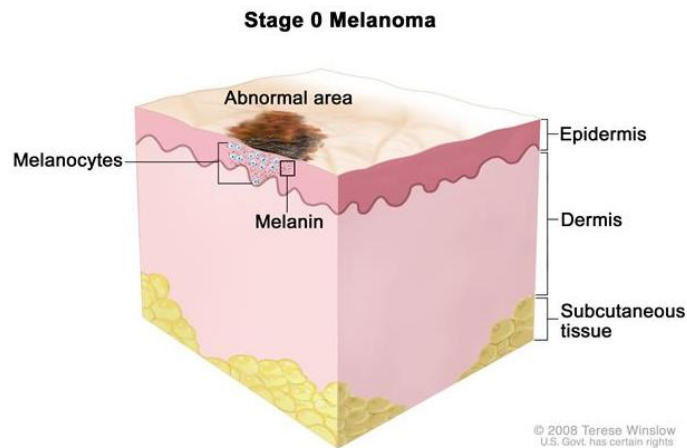
Gambar 6. Struktur Kulit pada Manusia (Orsted *et al*, 2018)

Epidermis merupakan lapisan terluar dari kulit. Epidermis berfungsi untuk menjaga kelembaban kulit, mencegah kehilangan air dan cairan tubuh lain, melindungi dari cedera, serta melindungi terhadap bakteri, virus, dan infeksi. Ketebalan dari lapisan ini tergantung pada lokasinya di tubuh, dari paling tipis dengan ketebalan 0,5 mm di gendang telinga hingga ketebalan 6 mm pada telapak kaki. Epidermis terdiri dari beberapa lapisan, yaitu pada lapisan terluar

disebut stratum korneum, lapisan paling dalam dari lapisan stratum korneum disebut stratum lucidum, lapisan sel granular sel-sel skuamosa, lapisan sel skuamosa ini mengandung sel-sel langerhans (sel kekebalan), lalu terakhir lapisan sel basal yang mengandung keratinosit (sel kulit), melanosit (sel pigmen), dan sel merkel (Orsted *et al*, 2018). Pigmen di epidermis berperan penting dalam melindungi kulit dari sinar ultraviolet. Pada lapisan epidermis terdapat folikel rambut, kelenjar keringat, kelenjar minyak, dan kelenjar apokrin. Pigmen tersebut dihasilkan oleh melanosit, semua manusia memiliki jumlah melanosit yang sama. perbedaan warna kulit terjadi karena pada kulit yang lebih gelap, melanosit menghasilkan lebih banyak pigmen. Pigmen melanin melindungi sel-sel epidermis dan jaringan di dermis dari kerusakan yang diakibatkan oleh sinar matahari. Dermis terdiri dari jaringan padat protein khusus (kolagen dan elastin) yang disusun menjadi serat dengan ukuran dan sifat yang berbeda. Pada lapisan subkutan berisi jaringan serabut kolagen dan sel lemak (adiposit). Subkutis ini melindungi tubuh dari trauma eksternal dan insulates dari dingin, tempat penyimpanan utama lemak untuk energi. Terdapat banyak pembuluh darah, limfatik, dan saraf yang melewati subkutis. Ketebalan lapisan subkutan bervariasi sesuai dengan lokasi tubuh pada setiap orang (*The Australasian College of Dermatologists*, 2018).

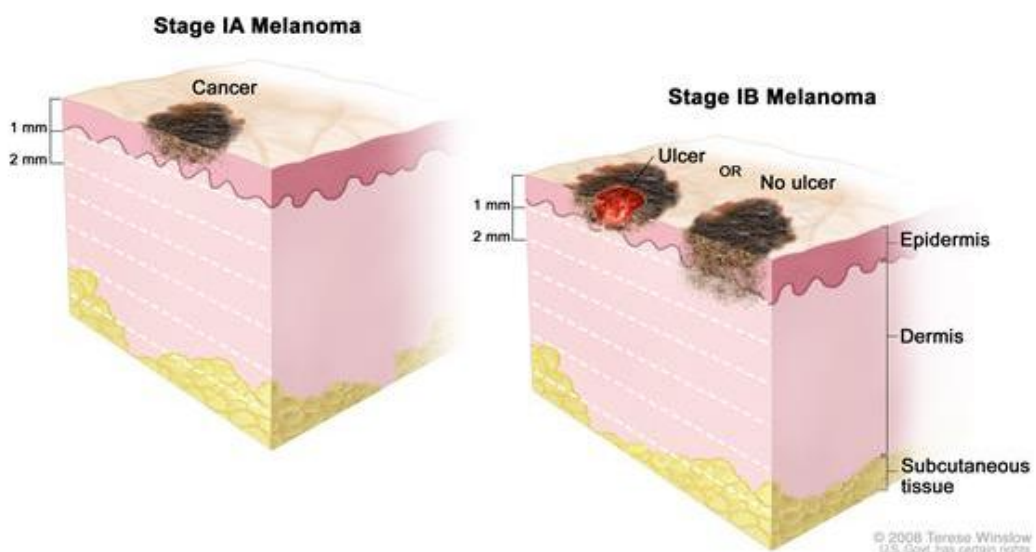
Kanker kulit melanoma berasal dari melanosit di epidermis kulit dan seperi lainnya berasal dari tahi lalat. Melanoma terbawa aliran limfe dan dengan cepat menyebar ke kelenjar getah bening hingga bermetastatis ke tempat lain. Melanoma dapat menjadi agresif dan resisten terhadap pengobatan, bahkan

mampu bermetastasis pada stadium paling awal (Vogel *et al*, 2017). Stadium kanker kulit melanoma dari stadium 0 hingga stadium IV. Setiap stadium didasarkan pada karakteristik seperti ketebalan kanker, ulserasi, dan terlibatnya kelenjar getah bening ataupun organ (*Melanoma Institute Australia*, 2018).



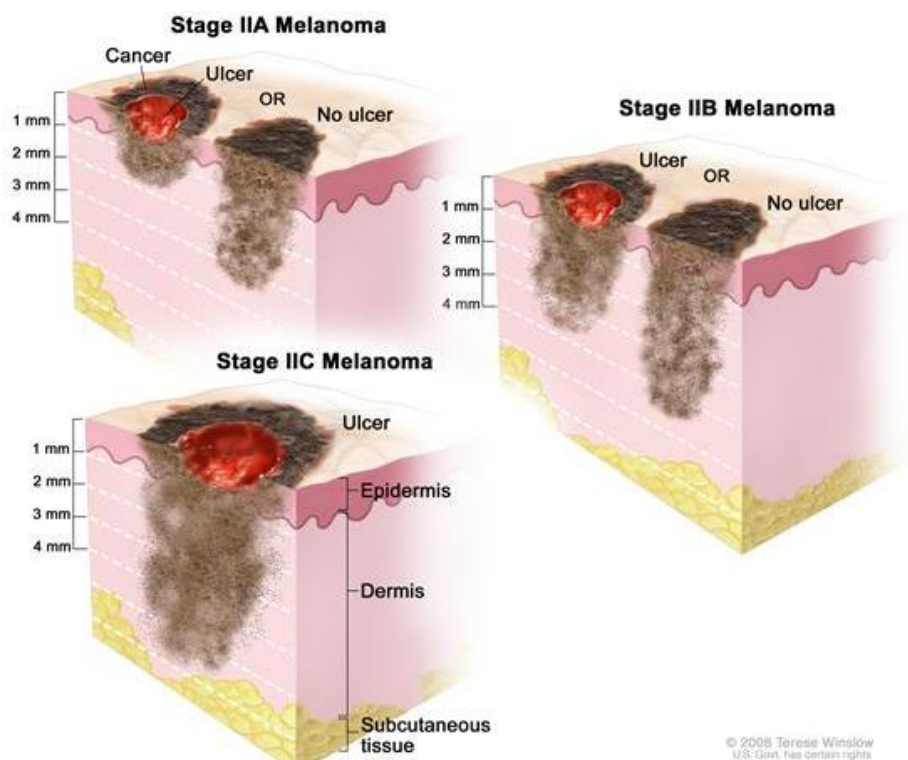
Gambar 7. Melanoma Stadium 0 (Terese Winslow, 2008; *National Cancer Institute*, 2018)

Pada stadium 0 atau melanoma *in situ* terdapat melanosit abnormal di epidermis, melanosit abnormal ini memiliki kemungkinan menjadi kanker dan dapat menyebar ke jaringan normal di sekitarnya.



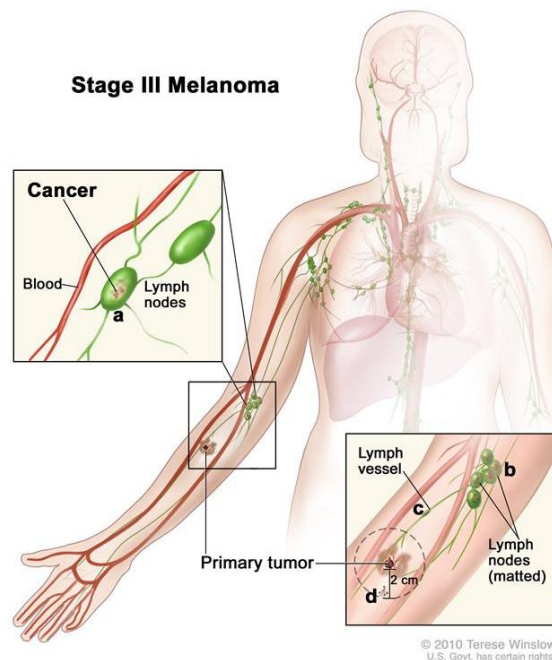
Gambar 8. Melanoma Stadium I (Terese Winslow, 2008; *National Cancer Institute*, 2018)

Stadium I kanker melanoma dibagi menjadi dua yaitu stadium IA dan stadium IB. Pada stadium IA kanker memiliki ketebalan kurang dari 1 mm tanpa ulserasi atau kerusakan pada kulit. Stadium IB kanker memiliki ketebalan kurang dari 1 mm dengan ulserasi, dan memiliki ketebalan kurang dari 2 mm tanpa terjadi ulserasi.



Gambar 9. Melanoma Stadium II (Terese Winslow, 2008; *National Cancer Institute*, 2018)

Stadium II terdapat tiga tingkat stadium, yaitu stadium IIA, IIB, dan IIC. Pada stadium IIA kanker memiliki ketebalan hingga 2 mm dengan ulserasi dan ketebalan kurang dari 4 mm tanpa ulserasi. Kemudian untuk stadium IIB kanker memiliki ketebalan hingga 4 mm dengan ulserasi dan ketebalan lebih dari 4 mm tanpa terjadi ulserasi. Terakhir stadium IIC kanker memiliki ketebalan lebih dari 4 mm hingga lapisan subkutan dengan ulserasi.



Gambar 10. Melanoma Stadium III (Terese Winslow, 2010; *National Cancer Institute*, 2018)

Pada stadium III, kanker bisa menebal dengan atau tanpa ulserasi. Kanker menyebar ke kelenjar getah bening. Kemudian antara kelenjar getah bening dan kanker bergabung. Kemungkinan kanker berada pada pembuluh getah bening antara kanker dengan kelenjar getah bening. Kanker yang kecil dapat ditemukan pada kulit atau di bawah kulit, dengan ketebalan kurang dari 2 mm dari tumor primer. Pada stadium IV, kanker telah menyebar ke bagian tubuh lain, seperti jaringan paru-paru, otak, tulang, jaringan lunak, atau pun telah menyebar ke bagian kulit yang jauh dari kanker yang muncul pertama kali (*National Cancer Institute*, 2018).

Terdapat empat jenis utama dari melanoma, yaitu *nodular melanoma*, *acral lentiginous melanoma*, *superficial spreading melanoma*, dan *lentigo maligna melanoma*. *Nodular melanoma* adalah jenis kanker melanoma paling

umum kedua, presentasinya sekitar 15% - 20% dari keseluruhan jenis melanoma. Umumnya jenis ini berkembang di wajah, dada atau punggung. Jenis *nodular melanoma* sering ditemukan di Indonesia, awal muncul di telapak kaki dengan adanya nodus sedikit menonjol di permukaan kulit, berwarna hitam pekat, dan terkadang muncul ulserasi. Di negara-negara Asia seperti Cina, melanoma yang paling sering adalah jenis *acral melanoma*. Tingkat kelangsungan hidup penyakit ini 5 tahun hingga 10 tahun, setelah melakukan operasi di Cina menjadi 53% dan 27,4% (Lv J *et al*, 2016; Yong *et al*, 2016). Jenis *acral lentiginous melanoma* pada umumnya terjadi pada kulit yang gelap, seperti keturunan Afrika, Asia, dan Hispanik. Jenis ini menyumbang 5% dari keseluruhan jenis melanoma. Biasanya tumbuh di telapak kaki, telapak tangan, dan di bawah kuku, tipe ini tumbuh dengan cepat disertai dengan ulserasi dan metastatis. Jenis *superficial spreading melanoma* merupakan kanker yang paling umum sekitar 70% dari keseluruhan jenis melanoma. Terkadang penyebaran kanker jenis ini dimulai dari tahi lalat yang sudah ada di kulit. Penyebarannya berkembang di bagian lengan dan kaki. Ulserasi pada tipe ini terjadi setelah waktu yang lama. Terakhir jenis *lentigo maligna melanoma*, jenis ini sering berkembang pada orang tua. Kanker jenis ini menyumbang sekitar 10% - 15% dari keseluruhan jenis kanker melanoma. Pada tipe ini ditemukan nodus berwarna hitam kebiruan, tumbuh dengan lambat dan terjadi metastatis ke daerah kelenjar getah bening. Jenis ini biasanya berkembang pada area yang sering terkena paparan sinar matahari, seperti wajah, telinga, dan lengan (Canadian Cancer Society, 2018).

Penyebab utama dari melanoma maligna adalah paparan radiasi ultraviolet, *sunburn* selama masa kanak-kanak atau remaja memiliki risiko dua kali lipat terkena melanoma. Paparan sinar UV menyebabkan mutasi DNA sehingga berperan dalam tumorigenesis melanoma. Seseorang yang memiliki riwayat melanoma dalam keluarga, berkontribusi pada 8% - 12% kasus melanoma (Liu dan Sheikh, 2015: 3). Penyebab lainnya adalah seseorang dengan sedikit pigmen atau berkulit putih, radang kulit kronis, memiliki banyak tahi lalat, kontak kulit dengan zat-zat beracun, dan orang lanjut usia.

Gejala-gejala pada kanker kulit melanoma diantaranya pertumbuhan lesi yang lebih cepat, perubahan warna gelap di bawah kuku, adanya perubahan warna yang bervariasi, permukaan lesi menjadi kasar dan mencekung, timbul luka yang mudah berdarah, rasa gatal, dan nyeri. Metode ABCDE merupakan cara untuk mendeteksi tanda-tanda awal melanoma (Davies, 2013: 5).

Asymetry : tahi lalat yang mempunyai bentuk tidak simetris

Border : perbatas tahi lalat tidak beraturan atau memiliki tepi bergerigi

Color : memiliki warna yang berbeda-beda pada satu lesi

Diameter : berdiameter lebih dari 7 mm)

Evolution : tahi lalat berubah ukuran, bentuk, dan warna.

2. Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)

Gordon Locher adalah orang pertama yang mencetuskan prinsip BNCT pada tahun 1936 dan mengemukakan bahwa boron dapat dikonsentrasikan secara selektif dalam massa dan volume kanker yang

kemudian terpapar neutron termal (Nedunchezian, 2016). *Boron Neutron Cancer Therapy* adalah jenis radioterapi *biochemically-targeted*, terapi ini meminimalkan kerusakan di jaringan sehat dimana inti ^{10}B yang stabil bereaksi dengan neutron termal menghasilkan ^4He (partikel alfa) dan inti ^7Li (Moghaddasi dan Bezak, 2018). Neutron tersebut sebenarnya ditangkap oleh berbagai inti dalam jaringan manusia, akan tetapi penangkapan oleh ^{10}B memiliki tampang lintang (probabilitas) cukup tinggi dibandingkan atom lain dalam jaringan yaitu sekitar 2.000 kali lebih besar daripada nitrogen (*Japanese Society of Neutron Therapy*, 2018). Tampang lintang merupakan kebolehjadian interaksi neutron dengan inti, satuan dari tampang lintang adalah barn. Beberapa jenis tampang lintang yang sering digunakan yaitu tampang lintang fisi atau pembelahan (σ_f), tampang lintang serapan (σ_a), tampang lintang hamburan (σ_s), dan tampang lintang radiatif (σ_γ).

Tabel 2. Tampang lintang neutron termal pada inti (Hussein *et al*, 2016)

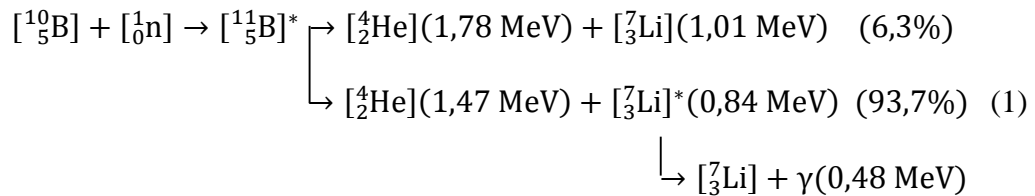
<i>Nucleus</i>	<i>Cross section [barn]</i>
^9Be	$[8.77 \pm 0.35]10^{-3}$
^{10}B	0.5 ± 0.01
$n+^{10}\text{B} \rightarrow ^4\text{He}+^7\text{Li}$	3.8×10^3
^{14}N	$[79.8 \pm 1.4] \times 10^{-3}$
^{15}N	$[0.024 \pm 0.008] \times 10^{-3}$
^{16}O	$[0.19 \pm 0.019] \times 10^{-3}$
^{20}Ne	$[37 \pm 4] \times 10^{-3}$
^{21}Ne	0.666 ± 0.110
^{28}Si	$[177 \pm 0.5] \times 10^{-3}$
^{40}Ar	0.660 ± 0.01
^{40}Ca	0.41 ± 0.02
^{56}Fe	2.59 ± 0.14
^{59}Co	37.18 ± 0.06

^{58}Ni	4.5 ± 0.2
^{63}Cu	4.52 ± 0.02
^{84}Kr	0.111 ± 0.015
^{90}Zr	0.011 ± 0.005
^{103}Rh	145 ± 2
^{113}Cd	$2.06 \times 10^4 \pm 400$
^{114}Cd	0.34 ± 0.02
^{149}Sm	$4.014 \times 10^4 \pm 600$
^{157}Gd	$2.54 \times 10^5 \pm 815$
^{159}Tb	$23.3 \pm 0,4$
^{208}Pb	0.23 ± 0.23
^{209}Bi	0.0338 ± 0.0007
^{232}Th	7.35 ± 0.03
^{238}U	2.68 ± 0.019

Seperti yang diketahui dari tabel di atas, bahwa tampang lintang neutron termal pada ^{10}B adalah 0,5 barn, sedangkan tampang lintang fisi pada reaksi $n + ^{10}\text{B} \rightarrow ^4\text{He} + ^7\text{Li}$ adalah $3,8 \times 10^3$ barn. Walaupun penangkapan tampang lintang untuk ^{10}B kecil, namun tampang lintang serapannya sangat besar. Dalam kasus inti berat ditemukan perilaku serupa pada Gadolinium-157, penangkapan tampang lintang neutron termal sekitar $2,54 \times 10^5$ barn. Tangkapan oleh gadolinium alami adalah enam kali lebih kecil dibanding Gadolinium-157, namun demikian masih terbilang cukup besar terutama karena adanya isotop ini dalam sampel alami. Dengan demikian, penampang untuk gadolinium alami, banyak digunakan sebagai agen kontras dalam pencitraan Nuclear Magnetic Resonance (NMR) (Hussein *et al*, 2016). Reaksi gadolinium dengan neutron termal menghasilkan sinar gamma dengan energi

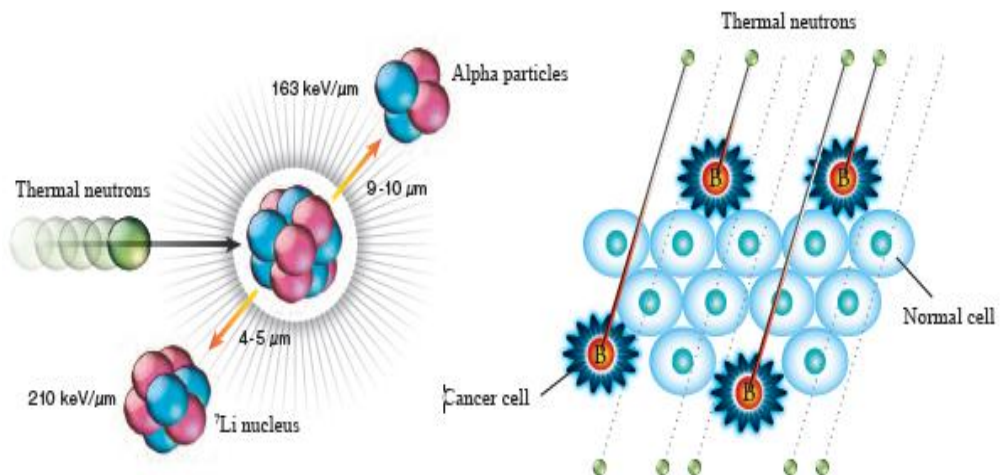
hingga 7 MeV (Akine *et al*, 1990). Oleh karena itu ^{10}B lebih digunakan sebagai atom untuk terapi kanker (Sauerwein, 2012).

Persamaan untuk BNCT adalah sebagai berikut.



(Bavarnegin *et al*, 2017)

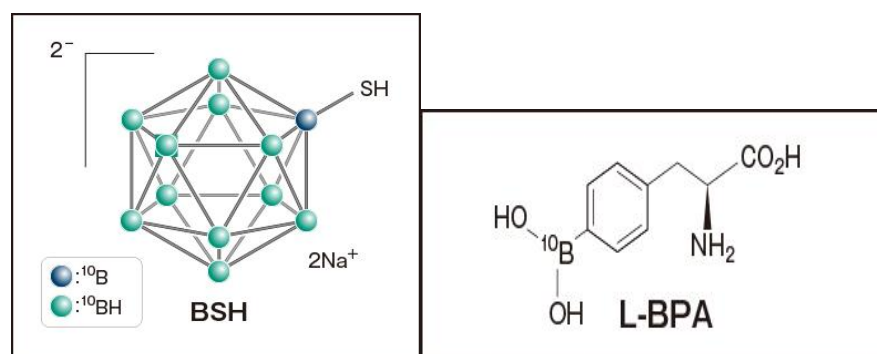
Atom-atom isotop ^{10}B non-radioaktif yang stabil menyerap neutron termal berenergi rendah ($<0,5 \text{ eV}$) dan selanjutnya meluruh menjadi partikel α (Helium-4) dan inti litium (^7Li) (Nedunchezian, 2016). Litium yang tidak stabil melepaskan foton gamma agar stabil. Pada reaksi BNCT ini, partikel α 1,78 MeV dan litium 1,01 MeV yang dipancarkan pada rasio 6,3%, sementara partikel α 1,47 MeV, ion ^7Li 0,84 MeV, dan foton 0,48 MeV dihasilkan dalam rasio 93,7% (Sato *et al*, 2018). Iradiasi dan hasil reaksi nuklir antara ^{10}B dengan neutron termal dapat dilihat pada gambar 11.



Gambar 11. Iradiasi dan hasil reaksi nuklir antara boron-10 dengan neutron termal (Japanese Society of Neutron Therapy, 2018)

Reaksi nuklir antara ^{10}B dan neutron termal menghasilkan *Linear Energy Transfer* (LET) yang tinggi, untuk partikel α yaitu sekitar $150 \text{ keV}/\mu\text{m}$ dan untuk inti ^7Li yaitu sekitar $175 \text{ keV}/\mu\text{m}$ (Sauerwein, 2012). Jangkauan energi dari partikel alfa dan inti litium dengan kisaran masing-masing $9 \mu\text{m}$ dan $5 \mu\text{m}$ dalam jaringan (Bavarnegin *et al*, 2017). LET ini memiliki efek yang merusak, akan tetapi terbatas pada sel-sel yang mengandung boron. Jarak kedua partikel LET ini memiliki jangkauan yang sebanding dengan diameter sebuah sel, apabila boron terakumulasi sepenuhnya dalam sel kanker maka dapat menyebabkan sel kanker mati secara selektif tanpa kerusakan yang signifikan terhadap jaringan sehat di sekitarnya (Ferreira, 2016).

Boron memiliki nomor atom 5, massa jenis $2,34 \text{ g/cm}^3$, dan bermassa atom relatif 10,81. Boron terdiri atas isotop ^{10}B dan ^{11}B . Isotop ^{10}B dapat menyerap neutron dengan baik, hal ini juga dapat digunakan untuk mendeteksi adanya neutron (Royal Society of Chemistry, 2017). Senyawa boron yang telah digunakan untuk BNCT adalah BPA (Borono phenylalanine) dan BSH (Soduim Boronocaptate). BPA akan terakumulasi pada inti sel sedangkan BSH akan terakumulasi pada membran sel.



Gambar 12. Struktur Molekul BSH dan BPA (Japanese Society of Neutron Therapy, 2018)

Pada tahun 1987, BPA pertama kali digunakan secara klinis di BNCT untuk mengobati melanoma maligna oleh Yutaka Mishima dan timnya. BPA lebih selektif diserap oleh sel kanker daripada BSH, dapat dikatakan bahwa BNCT pertama kali dapat disebut terapi kanker yang selektif dengan munculnya BPA. Namun senyawa BSH yang setiap molekulnya memiliki 12 atom ^{10}B lebih mudah digunakan karena unggul dalam kemampuannya untuk mengangkut ^{10}B (*Japanese Society of Neutron Therapy*, 2018). Dalam uji klinis di Jepang, Eropa, dan Amerika Serikat lebih memilih menggunakan senyawa boron BSH (Sodium Boronocaptate) (Canelón *et al*, 2015: 23). Untuk mendapatkan hasil terapi yang baik, senyawa boron dimasukkan ke sel-sel kanker dalam konsentrasi beberapa ppm atau $^{10}\text{B/g}$ jaringan untuk memberikan efek yang mematikan (Kettenbach *et al*, 2015: 1).

Energi neutron dibagi ke dalam tiga kelompok, yaitu neutron termal yang memiliki energi kurang dari 0,5 eV, neutron epitermal yang memiliki energi 0,5 eV hingga 10 keV, dan neutron cepat yang memiliki energi 10 keV. Neutron termal cukup digunakan untuk bereaksi dengan boron dalam sel kanker. Neutron epitermal digunakan untuk kanker yang dalam, sementara neutron termal digunakan untuk kanker di permukaan kulit. Sinar neutron termal sangat efektif untuk pengobatan kanker di permukaan seperti melanoma (IAEA, 2001).

Terdapat dua prinsip sifat berkas radiasi, yaitu intensitas dan kualitas. Intensitas radiasi ditentukan berdasarkan waktu terapi, sementara kualitas berkas didefinisikan dengan empat parameter, diantaranya komponen neutron

cepat, komponen sinar gamma, rasio antara fluks neutron termal dan epitermal, dan rasio antara arus neutron total dan fluks neutron total (Muslih *et al*, 2014).

Pada penelitian ini, sumber neutron yang digunakan adalah hasil dari penelitian yang berjudul “Perancangan Kolimator di Beam Port Tembus Reaktor Kartini untuk *Boron Neutron Capture Therapy*” dengan desain kolimator yang optimal tersusun dari berbagai bahan seperti berikut (Arrozaqi, 2013).

1. Dinding kolimator dengan bahan Ni setebal 1,5 cm dan aperture 2 cm,
2. Moderator dengan bahan Al-1350 (99,5 %) setebal 15 cm,
3. Perisai gamma dengan bahan Pb setebal 1 cm, dan
4. Boron-Alumunium (Boral) setebal 1,5 cm.

Parameter sumber neutron untuk BNCT yang direkomendasikan oleh IAEA dan keluaran kolimator dari desain di atas adalah sebagai berikut.

Tabel 3. Parameter sumber neutron (IAEA, 2001; Arrozaqi, 2013)

Parameter	Notasi (satuan)	Rekomendasi IAEA	Keluaran kolimator
Fluks neutron epitermal	$\Phi_{epi}(n\text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1})$	$> 1,0 \times 10^9$	$5,03 \times 10^8$
Laju dosis neutron cepat / fluks neutron epitermal	$\dot{D}_f/\Phi_{epi}(Gy\text{ cm}^2\text{n}^{-1})$	$< 2,0 \times 10^{-13}$	$2,17 \times 10^{-13}$
Laju dosis gamma/ fluks neutron epitermal	$\dot{D}_\gamma/\Phi_{epi}(Gy\text{ cm}^2\text{n}^{-1})$	$< 2,0 \times 10^{-13}$	$1,16 \times 10^{-13}$
Rasio antara fluks neutron termal dan epitermal	Φ_{th}/Φ_{epi}	$< 0,05$	0,120
Rasio antara arus neutron dan fluks neutron	J/Φ_{epi}	$> 0,7$	0,835

3. Dosis pada BNCT

Radiasi pengion yang menembus tubuh akan menyimpan suatu energi, energi yang diserap dari paparan radiasi itulah yang disebut dengan dosis. Terdapat tiga jenis dosis, yaitu dosis serap, dosis ekivalen, dan dosis efektif (*Canadian Nuclear Safety Commission*, 2017). Dosis serap merupakan jumlah energi radiasi pengion yang diserap oleh jaringan tubuh per satuan massa bahan. Persamaan untuk dosis serap adalah sebagai berikut (Rahmawati, 2014; Wiryosimin, 1996).

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2)$$

Keterangan :

D = Dosis serap (Gy)

dE = Energi radiasi pengion yang terserap (J)

dm = Massa bahan (kg)

Jika dosis serap diturunkan terhadap waktu akan diperoleh sebuah nilai laju dosis serap. Persamaan untuk laju dosis serap adalah sebagai berikut.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (3)$$

$$\dot{D} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dE}{dm} \right) \quad (4)$$

Keterangan:

\dot{D} = Laju dosis serap (J/kg.jam = Gy/jam)

dt = Waktu (jam)

Dosis ekivalen merupakan tingkat kerusakan biologis pada jaringan tubuh akibat dari paparan radiasi, juga dikenal sebagai dosis biologis. Dosis ini

dihitung untuk masing-masing organ. Dosis ini dapat dihitung dengan hasil dosis yang diserap dalam jaringan dikalikan dengan faktor kualitas atau faktor bobot radiasi (*United States Nuclear Regulatory Commission*, 2018). Persamaan untuk dosis ekuivalen adalah sebagai berikut (Bapeten, 2015).

$$H = DQN \quad (5)$$

Keterangan :

H = Dosis ekuivalen (Sv)

D = Dosis serap (Gy)

Q = Faktor bobot radiasi

N = Faktor modifikasi, misalnya pengaruh laju dosis atau distribusi zat radioaktif dalam tubuh (N=1)

Dosis efektif adalah dosis radasi yang mengenai seluruh tubuh. Dosis ini merupakan penjumlahan dari dosis ekuivalen yang diterima organ-organ tubuh dikalikan dengan faktor bobot organ. Dosis efektif inilah yang disebut dengan dosis radiasi. Persamaan untuk dosis efektif adalah sebagai berikut (BATAN, 2018).

$$H_E = \sum W_T H_T \quad (6)$$

Keterangan:

H_E = Dosis efektif (Sv)

W_T = Faktor bobot organ

H_T = Dosis ekuivalen yang diterima organ (Sv)

Energi yang disimpan oleh reaksi $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ disebut dengan dosis boron. Selain dosis boron, terdapat tiga komponen dosis utama yang diproduksi

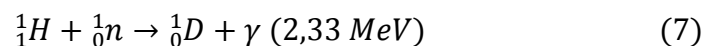
di dalam jaringan pada terapi BNCT, yaitu dosis gamma, dosis proton, dan dosis hamburan neutron.

1. Dosis Boron

Dosis boron merupakan dosis yang dihasilkan dari interaksi neutron termal dengan ^{10}B pada jaringan kanker yang memiliki energi 3,25 MeV. Pada reaksi ini ^{10}B akan berubah menjadi ^{11}B yang memiliki waktu paruh 10^{-12} s. Boron-11 selanjutnya akan meluruh dan menghasilkan alfa serta litium yang memiliki energi 2,79 MeV. Litium yang tidak stabil melepaskan foton gamma agar stabil dengan energi 0,48 MeV. Persamaan reaksi yang menghasilkan dosis boron dapat dilihat pada persamaan 1 di atas.

2. Dosis Gamma

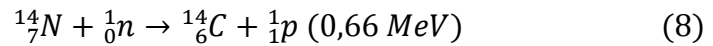
Dosis yang dihasilkan dari interaksi neutron termal dengan hidrogen di dalam tubuh disebut dosis gamma, dengan persamaan reaksinya sebagai berikut.



Pada reaksi antara neutron termal dan hidrogen inilah menghasilkan deuterium ^2_1D atau hidrogen-2 ^2_1H dan partikel gamma, hidrogen-2 merupakan atom yang tereksitasi.

3. Dosis Proton

Dosis yang dihasilkan dari interaksi neutron termal dengan nitrogen di dalam tubuh disebut dosis proton, dengan persamaan reaksinya sebagai berikut.



Reaksi tersebut menghasilkan karbon-14 yang memiliki waktu paruh 55.730 s dan proton dengan energi 0,66 MeV.

4. Dosis Hamburan Neutron

Dosis ini didapatkan dari neutron cepat. Namun dalam neutron cepat tersebut, terdapat berkas radiasi yang tidak diinginkan, seperti proton ber-LET tinggi dan radikal bebas (IAEA, 2001). Interaksi neutron cepat dengan materi menghasilkan *recoil* dan radiasi foton. Interaksi tersebut yaitu reaksi hamburan neutron (IAEA, 2001; Sauerwein, 2012).

Dosis total biologis atau dosis total yang di terima suatu organ adalah jumlah dari keempat komponen dosis dengan faktor bobot yang sesuai.

$$D_w = w_B D_B + w_\gamma D_\gamma + w_N D_N + w_{fn} D_{fn} \quad (9)$$

Faktor bobot bernilai 3,8 untuk dosis boron di dalam kanker, dan 1,3 untuk dosis boron di dalam jaringan sehat, 3,2 untuk dosis neutron termal dan cepat, 1,0 untuk dosis gamma (Faghihi dan Khalili, 2013).

4. Reaktor Kartini

Terdapat 56 reaktor riset nuklir di seluruh dunia yang telah digunakan untuk BNCT, baik untuk terapi atau tujuan penelitian saja. Pada daftar NRR untuk penelitian BNCT, Reaktor Kartini menempati urutan ke 29 (Bavarnegin *et al*, 2017). Reaktor Kartini termasuk Reaktor TRIGA (*Training Research and Isotopes Production General Atomic*). Reaktor TRIGA merupakan jenis reaktor

yang digunakan untuk pendidikan, pelatihan, penelitian, dan memproduksi isotop yang dibuat oleh perusahaan General Atomic di Amerika Serikat (Muslih *et al*, 2014; Windiasari *et al*, 2011).

Reaktor Kartini berada di BATAN Yogyakarta. Desain reaktor Kartini didasarkan pada reaktor kolam dimana elemen-elemen dari bahan bakar dan teras berada pada dasar tangki yang berisi air. Bagian dari reaktor Kartini antara lain tangki reaktor, teras reaktor, sistem sumping, dan sistem instrumentasi. Bahan bakar dari reaktor ini menggunakan U Zr H, 20% U-235, moderaror dan pendingin berupa air murni, berdaya 250 Kwatt, fluks termal rata-rata sebesar $1,2 \times 10^{13}$ n/Cm²s, dan fluks cepat rata-rata sebesar $2,5 \times 10^{12}$ n/Cm²s n/Cm²s (BATAN, 2017).

Fasilitas eksperimen pada reaktor Kartini sebagai berikut.

- a. Tabung berkas neutron
 - Tabung berkas radial tembus 1 buah
 - Tabung berkas radial 2 buah
 - Tabung berkas tangensial 1 buah
- b. Saluran tengah 1 buah
- c. Fasilitas irradiasi di teras 3 buah
- d. Fasilitas transfer pneumatik 1 buah

Tabung berkas neutron (*beamport*) berfungsi menyediakan berkas neutron dan gamma untuk eksperimen serta fasilitas iradiasi bahan-bahan yang berukuran besar (15,2 cm).

5. PHITS

PHITS (*Particle and Heavy Ion Transport code System*) merupakan *software* yang menggunakan metode Monte Carlo untuk menghitung transport partikel (Puchalska & Sihver, 2015). PHITS dapat mentransport sebagian besar partikel dengan energi hingga 1 TeV (per nukleon untuk ion) dengan menggunakan beberapa model reaksi nuklir dan pustaka data (Sato *et al*, 2018). PHITS dikembangkan oleh JAEA (*Japan Atomic Energy Agency*), RIST (*information system & technologies*), dan KEK (*High Energy Accelerator Research Organization*). Bahasa pemrograman PHITS adalah FORTRAN. PHITS dapat mendukung penelitian di bidang teknologi akselerator, radioterapi, radiasi ruang, dan di bidang lain yang terkait dengan fenomena transportasi partikel (neutron, proton, meson, baryon, elektron, foton) dan ion berat. PHITS dapat digunakan untuk menganalisis gerakan hampir semua radiasi dalam bentuk tiga dimensi yang menggunakan kode monte carlo (JAEA, 2018). Kode PHITS dalam fisika medis dimanfaatkan untuk BNCT, hal ini untuk mengevaluasi dosis yang diserap oleh masing-masing organ di dalam *phantom* referensi (Ntoy *et al*, 2018; Clement *et al*, 2010). Nilai RBE tergantung pada dosis dan juga spektrum neutron. Dengan menggunakan metode ini, dosis biologis dapat diperkirakan dari perkalian RBE dengan dosis fisik, yang dihitung menggunakan kode PHITS. Keuntungan menggunakan metode ini untuk BNCT adalah dapat menghitung dosis fisik yang diperlukan dan RBE untuk komponen dosis BNCT (Horiguchi *et al*, 2014).

Input PHITS terdiri dari beberapa bagian, setiap bagian diawali dari [Section Name]. Pada tabel 4 ditampilkan berbagai variasi *section* yang digunakan di dalam PHITS.

Tabel 4. *Sections*

<i>name</i>	<i>description</i>
[title]	<i>Title</i>
[parameters]	<i>Various type of parameters</i>
[source]	<i>Source definition</i>
[material]	<i>Material definition</i>
[body]	<i>CG body definition</i>
[region]	<i>Region definition by CG</i>
[surface]	<i>Surface definition by GG</i>
[cell]	<i>Cell definition by GG</i>
[transform]	<i>Definition the coordinate transform of GG surface</i>
[importance]	<i>Region importance definition</i>
[weight window]	<i>Weight window definition</i>
[volume]	<i>Region volume definition</i>
[temperature]	<i>Cell temperature definition</i>
[brems bias]	<i>Bremsstrahlung bias definition</i>
[photon weight]	<i>Photon product weight definition</i>
[forced collisions]	<i>Forced collision definition</i>
[magnetic field]	<i>Magnetic field definition</i>
[counter]	<i>Counter definition</i>
[reg name]	<i>Region name definition for graphical plot</i>
[mat name color]	<i>Material name and color definition for graphical plot</i>
[mat time change]	<i>time dependent material definition</i>
[super mirror]	<i>super mirror definition</i>
[elastic option]	<i>elastic option definition</i>
[timer]	<i>timer definition</i>
[delta ray]	<i>production of δ-rays</i>
[multiplier]	<i>multiplier definition</i>

Untuk *section* [multiplier] dapat dilihat pada lampiran 7, sementara *section* [Parameter] untuk mode perhitungan terdiri dari parameter yang bervariasi seperti ditunjukkan pada tabel berikut ini.

Tabel 5. *Parameter*

<i>parameter</i>	<i>value</i>	<i>explanation</i>
icntl	(D=0)	<i>basic control option</i>
	= 0	<i>normal PHITS calculation</i>
	= 1	<i>nuclear reaction calculation, (under development)</i>
	= 2	<i>output a CGVIEW input file</i>
	= 3	<i>output only input echo for checking memory usage, and library, and file links</i>
	= 4	<i>output a MARS-PF input file</i>
	= 5	<i>no reaction, no ionization. all regions are made be void for geometry check, and volume and area calculations</i>
	= 6	<i>source check, source particles can be tallied by [t-product]</i>
	= 7	<i>execute [t-gshow] tally (graphical output)</i>
	= 8	<i>geometry output of xyz mesh tally with gshow option (graphical output)</i>
	= 9	<i>execute [t-rshow] tally (graphical output)</i>
	= 10	<i>geometry output of reg mesh tally with rshow option (graphical output)</i>
	= 11	<i>execute [t-3dshow] tally (graphical output)</i>
	= 12	<i>re-calculate from dumpall file, dumpall file is specified by file(15)</i>

Nilai tersebut disesuaikan dengan perhitungan yang dikehendaki, misalnya icntl=1 berarti *under development* dan seterusnya.

Tiga komponen utama untuk simulasi menggunakan PHITS terdiri dari *geometry*, *source*, dan *tally*. Langkah pertama adalah menentukan geometri ruang tiga dimensi dan informasi partikel sumber, sehingga kita dapat menghitung berbagai jumlah dengan mensimulasikan gerakan partikel di ruang virtual.

a. *Geometry*

Dalam membuat geometri tiga dimensi diperlukan input *material*, *surface*, dan *cell*. Input *material* terdiri dari nomor material, atom, dan massa jenisnya. Input *surface* terdiri dari nomor *surface*, bentuk, dan parameter (cm).

Input surface sudah ditentukan pada tabel 6 di bawah ini. *Input cell* terdiri dari nomor cell, nomor *material*, massa jenis, dan nomor *surface*.

Tabel 6. *Surface card*

surface symbol	type	explanation	equation	input numeric value
P	plane	multi-purpose	$Ax + By + Cz - D = 0$	$A \ B \ C \ D$
PX		vertical with X-axis	$x - D = 0$	D
PY		vertical with Y-axis	$y - D = 0$	D
PZ		vertical with Z-axis	$z - D = 0$	D
SO	sphere	origin is center	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
S		multi- purpose	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x}\bar{y}\bar{z} \ R$
SX		center on X- axis	$(x - \bar{x})^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\bar{x}R$
SY		center on Y-axis	$x^2 + (y - \bar{y})^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\bar{y}R$
SZ		center on Z-axis	$x^2 + y^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{z} \ R$
C/X	cylinder	parallel with X- axis	$(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{y}\bar{z} \ R$
C/Y		parallel with Y-axis	$(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x}\bar{z} \ R$
C/Z		parallel with Z-axis	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x}\bar{y}R$
CX		on X-axis	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
CY		on Y-axis	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
CZ		on Z-axis	$x^2 + y^2 - R^2 = 0$	R
K/X	cone	parallel with X-axis	$\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(x - \bar{x}) = 0$	$\bar{x}\bar{y}\bar{z}t^2 \pm 1$
K/Y		parallel with Y-axis	$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(y - \bar{y}) = 0$	$\bar{x}\bar{y}\bar{z}t^2 \pm 1$
K/Z		parallel with Z-axis	$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - t(z - \bar{z}) = 0$	$\bar{x}\bar{y}\bar{z}t^2 \pm 1$
KX		on X-axis	$\sqrt{y^2 + z^2} - t(x - \bar{x}) = 0$	$\bar{x}t^2 \pm 1$
KY		on Y-axis	$\sqrt{x^2 + z^2} - t(y - \bar{y}) = 0$	$\bar{y}t^2 \pm 1$
KZ		on Z-axis	$\sqrt{x^2 + y^2} - t(z - \bar{z}) = 0$	$\bar{z}t^2 \pm 1$
				± 1 is only needed for 1 sheet code
SQ	ellipse hyperboloid paraboloid	parallel with X-, Y-, or Z- axis	$A(x - \bar{x})^2 + B(y - \bar{y})^2 + C(z - \bar{z})^2 +$ $2D(x - \bar{x}) + 2E(y - \bar{y}) + 2F(z - \bar{z})$ $+G = 0$	$A \ B \ C \ D \ E$ $F \ G \ \bar{x}\bar{y}\bar{z}$
GQ	cylinder code ellipse hyperboloid paraboloid	non parallel with X-, Y- and Z-axis	$Ax^2 + By^2 + Cz^2 + Dxy + Eyz +$ $Fzx + Gx + Hy + Jz + K = 0$	$A \ B \ C \ D \ E$ $F \ G \ H \ J \ K$
TX	ellipse torus torus	parallel with X-, Y-, or Z-axis	$(x - \bar{x})^2/B^2 +$ $(\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - A)^2/C^2 - 1 = 0$	$\bar{x}\bar{y}\bar{z}ABC$

TY			$\frac{(y - \bar{y})^2/B^2 + (\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - A)^2/C^2 - 1}{(z - \bar{z})^2/B^2 + (\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - A)^2/C^2 - 1} = 0$	$\bar{x}\bar{y}\bar{z}ABC$
TZ				$\bar{x}\bar{y}\bar{z}ABC$
X Y Z P		defined by points		

b. *Source*

[Source] *section*, input ini digunakan untuk menentukan tipe sumber yang dikehendaki, tipe-tipe tersebut dapat dilihat pada tabel 7 berikut ini.

Tabel 7. Tipe sumber radiasi

<i>source type</i>	<i>explanation</i>
<i>s-type</i> = 1	<i>cylinder (or circle, pencil)</i>
<i>s-type</i> = 4	<i>cylinder with energy distribution</i>
<i>s-type</i> = 2	<i>rectangular solid (or rectangle)</i>
<i>s-type</i> = 5	<i>rectangular solid with energy distribution</i>
<i>s-type</i> = 3	<i>Gaussian (x,y,z independent)</i>
<i>s-type</i> = 6	<i>Gaussian with energy distribution (x,y,z independent)</i>
<i>s-type</i> = 7	<i>generic parabola (x,y,z independent)</i>
<i>s-type</i> = 8	<i>generic parabola with energy distribution (x,y,z independent)</i>
<i>s-type</i> = 9	<i>sphere or spherical shell</i>
<i>s-type</i> = 10	<i>sphere or spherical shell with energy distribution</i>
<i>s-type</i> = 11	<i>uniform distribution in a phase space vertical with beam direction</i>
<i>s-type</i> = 12	<i>reading the data from decay-turtle output</i>
<i>s-type</i> = 13	<i>Gaussian (x-y plane)</i>
<i>s-type</i> = 14	<i>Gaussian with energy distribution (x-y plane)</i>
<i>s-type</i> = 15	<i>generic parabola (x-y plane)</i>
<i>s-type</i> = 16	<i>generic parabola with energy distribution (x-y plane)</i>
<i>s-type</i> = 17	<i>reading dump file</i>
<i>s-type</i> = 100	<i>user definition source</i> <i>edit the usrsors.f and compile the PHITS</i>

c. *Tally*

Terdapat beberapa parameter dalam kode PHITS, seperti deposisi panas, panjang lintasan, dan hasil produksi dapat dilihat dari simulasi PHITS menggunakan fungsi “*tally*”. Energi simulasi partikel elektron dan positron

berkisar dari 1 keV hingga 100 MeV dan untuk foton berkisar dari 1 keV hingga 100 GeV (Shiiba *et al*, 2017).

Tabel 8. *Tally*

<i>Name</i>	explanation
[t-track]	Track length tally definition
[t-cross]	Surface crossing tally definition
[t-heat]	Heat developing tally definition
[t-deposit]	Deposit tally definition
[t-deposit2]	Deposit2 tally definition
[t-yield]	Residual nuclei yield tally definition
[t-product]	Produced particle tally definition
[t-dpa]	DPA tally definition
[t-let]	LET tally definition
[t-sed]	SED tally definition
[t-time]	Time tally definition
[t-star]	Star density tally definition
[t-dchain]	Dchain tally definition
[t-userdefined]	User defined tally definition
[t-gshow]	Region surface display definition for graphical plot
[t-rshow]	Physical quantity region display definition for graphical plot
[t-3dshow]	3D graphical geometry plot definition

B. Kerangka Berpikir Teoritis

Pengobatan kanker menggunakan metode BNCT ini memerlukan boron yang dikonsentrasikan secara selektif ke dalam kanker yang nantinya diiradiasi oleh neutron termal dengan sumber neutron dari *beam port* tembus radial Reaktor Kartini. Konsentrasi boron disini merupakan variabel bebas, dari variasi konsentrasi boron tersebut akan menghasilkan dosis radiasi dan waktu iradiasi yang berbeda-beda. Dosis radiasi dan waktu iradiasi diperoleh dari perhitungan keluaran program PHITS.

C. Penelitian yang Relevan

1. Muhammad Ilma Muslih Arrozaqi *et al* (2013) dalam penelitiannya yang berjudul “Perancangan Kolimator di Beam Port Tembus Reaktor Kartini untuk *Boron Neutron Capture Therapy*” dengan desain kolimator yang optimal tersusun dari dinding kolimator dengan bahan Ni setebal 1,5 cm dan aperture 2 cm, moderator dengan bahan Al-1350 (99,5 %) setebal 15 cm, perisai gamma dengan bahan Pb setebal 1 cm, dan Boron-Alumunium (Boral) setebal 1,5 cm. Penelitian ini menghasilkan keluaran kolimator Φ_{epi} sebesar $5,03 \times 10^8 \text{ n cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$, \dot{D}_f/Φ_{epi} sebesar $2,17 \times 10^{-13} \text{ Gy cm}^2 \text{ n}^{-1}$, $\dot{D}_\gamma/\Phi_{epi}$ sebesar $1,16 \times 10^{-13} \text{ Gy cm}^2 \text{ n}^{-1}$, Φ_{th}/Φ_{epi} sebesar 0,120, dan J/Φ_{epi} sebesar 0,835.
2. Ahdika Setiyadi *et al* (2016) dalam penelitiannya yang berjudul “ Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Kanker Kulit (*Melanoma Maligna*) menggunakan MCNPX-Code dengan Sumber Neutron dari Beamport Tembus Reaktor Kartini”. Penelitian ini menggunakan sumber neutron hasil *output* MCNP *beamport* Reaktor Kartini (Wahyuningsih, 2014). Variasi konsentrasi boron yang digunakan dalam penelitian ini adalah 25 $\mu\text{g/g}$ kanker, 30 $\mu\text{g/g}$ kanker, dan 35 $\mu\text{g/g}$ kanker. Kesimpulan yang diperoleh dari penelitian ini adalah waktu tercepat yang dibutuhkan untuk iradiasi sel kanker dalam menerima dosis yang cukup adalah pada konsentrasi boron 35 $\mu\text{gram/gram}$ kanker memiliki waktu yaitu 67,63 menit, serta konsentrasi boron yang optimal untuk terapi kanker kulit

dengan pertimbangan dosis yang diterima jaringan sehat, kulit CTV, kulit PTV, dan kanker juga berdasarkan waktu iradiasi adalah 35 $\mu\text{g/g}$ kanker.

3. Siti Rosidah (2017) dalam penelitiannya yang berjudul “Analisis Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Kanker Kulit Melanoma menggunakan MCNPX dengan Sumber Neutron dari Kolom Termal Reaktor Kartini”. Penelitian ini menggunakan sumber neutron hasil keluaran desain kolimator dari Desain Konseptual Kolimator Neutron di Kolom Termal Reaktor Riset Kartini untuk *Boron Neutron Capture Therapy* (Fauziah, 2013). Variasi konsentrasi boron yang digunakan dalam penelitian ini adalah 10 $\mu\text{g/g}$ kanker, 15 $\mu\text{g/g}$ kanker, 20 $\mu\text{g/g}$ kanker, 25 $\mu\text{g/g}$ kanker, 30 $\mu\text{g/g}$ kanker, dan 35 $\mu\text{g/g}$ kanker. Kesimpulan yang diperoleh dari penelitian ini adalah Konsentrasi boron yang optimal untuk mengobati kanker kulit melanoma dengan mempertimbangkan dosis yang diterima jaringan sehat, ctv kulit, ptv kulit dan kanker adalah konsentrasi 35 $\mu\text{g/g}$ kanker, serta waktu yang dibutuhkan untuk melakukan iradiasi jaringan kanker kulit melanoma semakin cepat dengan bertambahnya konsentrasi boron yang digunakan. Waktu paling singkat yang dibutuhkan untuk iradiasi jaringan kanker kulit melanoma agar menerima dosis yang cukup untuk membunuh jaringan kanker adalah pada konsentrasi 35 $\mu\text{g/g}$ kanker yaitu 14,55 menit.

BAB III

METODE PENELITIAN

A. Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian dilaksanakan pada bulan Juni 2018 – September 2018, bertempat di Pusat Sains dan Teknologi Akselerator Badan Tenaga Nuklir Nasional (PSTA BATAN) Yogyakarta.

B. Variabel Penelitian

1. Variabel Bebas

Variasi konsentrasi boron yang digunakan yaitu 20 $\mu\text{g/g}$ kanker, 30 $\mu\text{g/g}$ kanker, 40 $\mu\text{g/g}$ kanker, 50 $\mu\text{g/g}$ kanker, dan 60 $\mu\text{g/g}$ kanker.

2. Variabel Terikat

Laju dosis yang diterima oleh setiap jaringan dan waktu iradiasi untuk membunuh sel kanker.

3. Variabel Kontrol

Nilai fluks neutron keluaran kolimator dari *beam port* tembus radial Reaktor Kartini, ukuran geometri kanker kulit melanoma, dan material penyusun jaringan.

C. Alat Penelitian

1. Sebuah laptop TOSHIBA dengan spesifikasi Processor Intel(R) Core(TM) i5-2450M CPU @2.50GHz (4 CPUs), ~2.5GHz, RAM 8192 MB, dan sistem operasi Windows 7 Home Premium 64-bit.
2. Program *Particle and Heavy Ions Transport code System* (PHITS) dengan memasukkan kode *input* dalam *software* notepad++.
3. Terminal *Command Prompt* (cmd) untuk me-*running* program PHITS
4. Gsview32 untuk menampilkan geometri dari kanker kulit melanoma.
5. Microsoft Excel digunakan untuk menganalisis data dari *output* PHITS.
6. Dimensi geometri jaringan tulang, otot, dan kulit, masing-masing berbentuk silinder dengan jari-jari 1,2 cm; 4,1 cm; dan 4,35 cm dan tinggi 7 cm. Sedangkan dimensi geometri kanker berbentuk balok dengan 0,6 cm × 0,4 cm × 0,3 cm .
7. Data material penyusun jaringan tulang, otot, kulit, dan kanker.

Tabel 9. Material jaringan tulang

MATERIAL JARINGAN TULANG		
Unsur	Kode di PHITS	Fraksi Massa
H	1H	0,047234
C	12C	0,144330
N	14N	0,041990
O	16O	0,446096
Mg	24Mg	0,002200
P	31P	0,104970
S	32S	0,003150
Ca	40Ca	0,209930
Zn	65Zn	0,000100

Tabel 10. Material jaringan otot

MATERIAL JARINGAN OTOT		
Unsur	Kode di PHITS	Fraksi Massa
H	1H	0,100637
C	12C	0,107830
N	14N	0,027680
O	16O	0,754773
Na	23Na	0,000750
Mg	24Mg	0,000190
P	31P	0,001800
S	32S	0,002410
Cl	35Cl	0,000790
K	39K	0,003020
Ca	40Ca	0,000030
Fe	56Fe	0,000040
Zn	65Zn	0,000050

Tabel 11. Material jaringan kulit

MATERIAL JARINGAN KULIT		
Unsur	Kode di PHITS	Fraksi Massa
H	1H	0,100588
C	12C	0,228250
N	14N	0,046420
O	16O	0,619002
Na	23Na	0,000070
Mg	24Mg	0,000060
P	31P	0,000330
S	32S	0,001590
Cl	35Cl	0,002670
K	39K	0,000850
Ca	40Ca	0,000150
Fe	56Fe	0,000010
Zn	65Zn	0,000010

Tabel 12. Material jaringan kanker

MATERIAL JARINGAN KANKER		
Unsur	Kode di PHITS	Fraksi Massa
H	1H	0,09899901

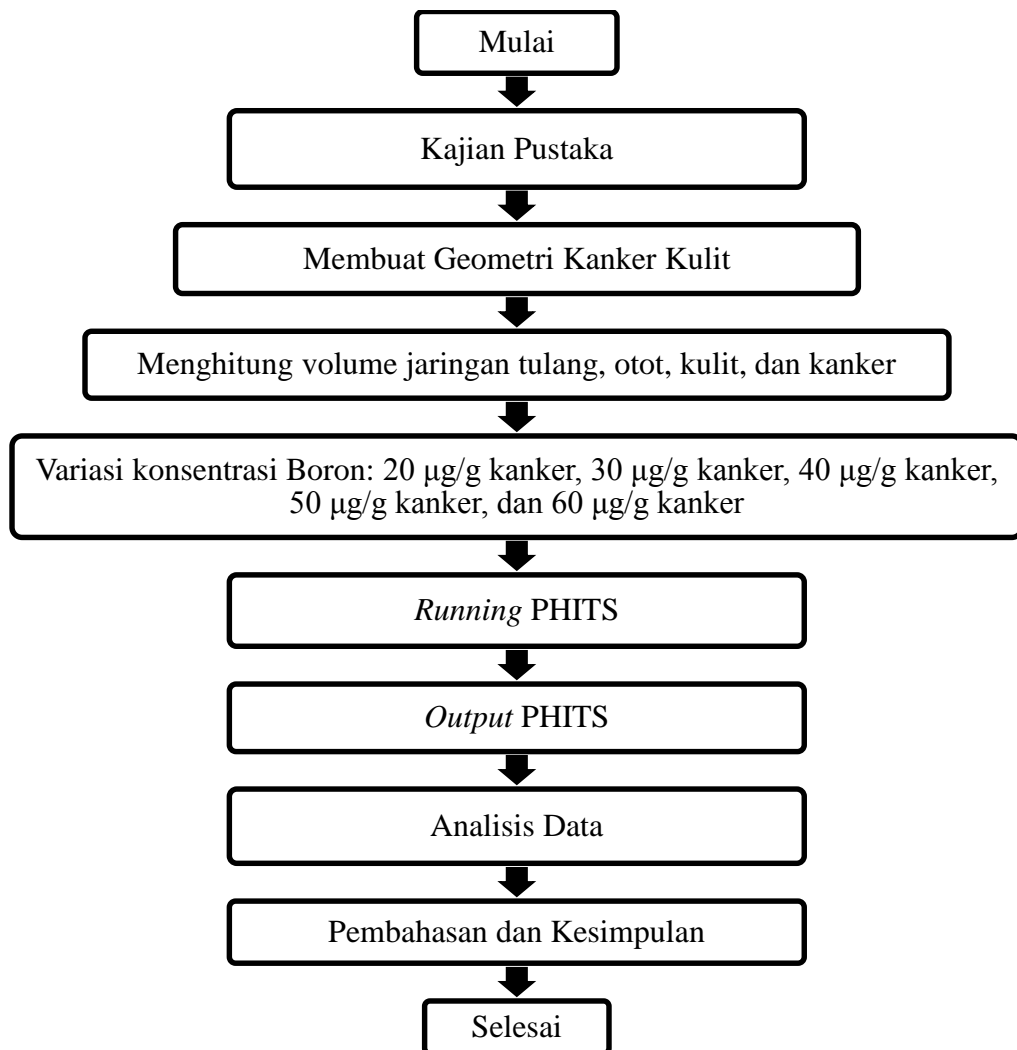
C	12C	0,26899731
N	14N	0,04499950
O	16O	0,56899431
P	31P	0,01799980

8. Sumber neutron yang digunakan adalah *beam port* tembus radial Reaktor Kartini.

D. Alur Penelitian

Alur penelitian untuk Tugas Akhir Skripsi ini, langkah pertama yang harus dilakukan adalah memilih literatur terkait BNCT, kanker kulit melanoma, reaktor Kartini, dan program PHITS. Kemudian langkah kedua yaitu membuat geometri kanker kulit berdasarkan literatur yang sudah ditetapkan untuk posisi, ukuran, serta bentuknya, pembuatan geometri ini menggunakan kode input pada PHITS, input tersebut berisi *title*, *parameters*, *source*, *material*, *surface*, *cell*, *volume*, *t-deposit*, *t-track*, *t-3dshow*, dan *end*. Selanjutnya menghitung volume jaringan tulang, otot, kulit, dan kanker. Setelah berhasil membuat geometri kanker kulit melanoma, langkah selanjutnya adalah memvariasikan konsentrasi boron yaitu 20 $\mu\text{g/g}$ kanker, 30 $\mu\text{g/g}$ kanker, 40 $\mu\text{g/g}$ kanker, 50 $\mu\text{g/g}$ kanker, dan 60 $\mu\text{g/g}$ kanker. Selanjutnya melakukan *running* PHITS, kode input dalam notepad++ disimpan menggunakan format *.i file atau *.inp file, kemudian klik kanan -> Send to -> PHITS dengan aplikasi *comand promt* (cmd), sehingga diperoleh *output*. File output PHITS dengan format *.out file tersimpan dalam satu folder dengan file input. Output dapat dibuka menggunakan notepad++. Jika ingin menampilkan geometri ataupun grafik antara jaringan dengan dosis serap, hasil *output* ditampilkan melalui Gsview32. Hasil *output* tersebut selanjutnya dianalisis

menggunakan bantuan dari Microsoft Excel untuk memperoleh dosis serap total dan waktu iradiasi. Setelah dianalisis, selanjutnya hasil tersebut dibahas serta ditarik kesimpulan. Diagram alur penelitiannya ditampilkan pada gambar 13.



Gambar 13. Diagram Alur Penelitian

E. Metode Perhitungan Dosis Radiasi

1. Perhitungan jumlah atom dalam jaringan

Jumlah atom di dalam sebuah jaringan memungkinkan terjadinya reaksi antara neutron dengan senyawa selama iradiasi. Untuk mengetahui jumlah atom dalam jaringan tersebut, dapat menggunakan persamaan berikut (Berlianti, 2013).

$$N_{i-jaringan} = \frac{N_i}{m_{jaringan}} \quad (10)$$

$$N_i = n_i N_A \quad (11)$$

$$n_i = \frac{m_i}{Ar_i} \quad (12)$$

Keterangan :

$N_{i-jaringan}$ = Jumlah atom tiap 1 kg jaringan (atom/kg)

N_i = Jumlah atom tiap unsur dalam jaringan (atom)

$m_{jaringan}$ = Massa jaringan (kg)

n_i = Mol unsur (mol)

N_A = Bilangan Avogadro $6,023 \times 10^{23}$ atom/mol

m_i = Massa atom (g)

Ar_i = Massa atom relatif unsur (g/mol)

2. Perhitungan laju dosis

Laju dosis berdasarkan interaksinya terdiri dari laju dosis boron, laju dosis proton, laju dosis neutron, dan laju dosis gamma. Hasil dari *output* PHITS

yang digunakan langsung adalah laju dosis neutron. Selain itu, untuk memperoleh laju dosis yang lain menggunakan persamaan-persamaan seperti berikut.

a. Laju dosis boron

Reaksi antara neutron termal dengan ^{10}B pada jaringan kanker menghasilkan dosis boron dengan energi 3,25 MeV, laju dosis boron dihitung menggunakan persamaan berikut (Berlianti, 2013).

$$\dot{D}_B = \frac{\Phi N_{\text{B10-jaringan}} \sigma_{a,\text{B10}} Q (1,6 \times 10^{-13}) \text{J/MeV}}{1 \frac{\text{J/kg}}{\text{Gy}}} \quad (13)$$

Keterangan :

\dot{D}_B = Laju dosis boron (Gy/s)

Φ = Fluks neutron termal (neutron/cm².s)

$N_{\text{B10-jaringan}}$ = Jumlah atom boron-10 per massa jaringan (atom/kg jaringan)

$\sigma_{a,\text{B10}}$ = Tampang lintang serapan boron-10 (cm²)

Q = Energi partikel (MeV)

b. Laju dosis gamma

Dosis gamma merupakan hasil reaksi dari $^1_1\text{H} + ^1_0\text{n} \rightarrow ^1_0\text{D} + \gamma$ (2,33 MeV), reaksi antara neutron termal dengan hidrogen di dalam tubuh menghasilkan deuterium atau hidrogen-2 ^2H dan partikel gamma, hidrogen-2 merupakan atom yang tereksitasi. Laju dosis gamma dihitung menggunakan persamaan berikut (Berlianti, 2013).

$$\ddot{R} = \Phi N_{H-jaringan} \sigma_H \quad (14)$$

$$\dot{D}_\gamma = \ddot{R} \Delta \varphi \quad (15)$$

$$\dot{D}_\gamma = (\Phi N_{H-jaringan} \sigma_H) \Delta \varphi \quad (16)$$

Keterangan :

\ddot{R} = Laju pembentukan hidrogen-2 atau laju pelepasan gamma (foton/kg.s = Bq/kg)

Φ = Fluks neutron termal (neutron/cm².s)

$N_{H-jaringan}$ = Jumlah atom Hidrogen per massa jaringan (atom/kg jaringan)

σ_H = Tampang lintang serapan hidrogen (cm²)

\dot{D}_γ = Laju dosis gamma (Gy/s)

Δ = Koefisien laju dosis serap atau aktivitas spesifik
($3,568 \times 10^{-13} \frac{Gy/s}{Bq/kg}$)

φ = Fraksi dosis serap gamma (Tabel fraksi dosis serap gamma pada lampiran 6)

c. Laju dosis proton

Dosis proton merupakan hasil reaksi dari $^{14}_7N + ^1_0n \rightarrow ^{14}_6C + ^1_1p$ (0,66 MeV), reaksi antara neutron termal dengan nitrogen di dalam tubuh menghasilkan karbon dan proton. Laju dosis proton dihitung menggunakan persamaan berikut (Berlianti, 2013).

$$\dot{D}_P = \frac{\Phi N_{N-jaringan} \sigma_{a,N} Q (1,6 \times 10^{-13}) J/MeV}{1 \frac{J/kg}{Gy}} \quad (17)$$

Keterangan:

\dot{D}_{proton} = laju dosis proton (Gy/s)

Φ = fluks neutron termal (neutron/cm².s)

$N_{N-jaringan}$ = jumlah atom nitrogen per massa jaringan (atom/kg jaringan)

$\sigma_{a,N}$ =ampang lintang serapan nitrogen (cm²)

Q = energi partikel (MeV)

d. Perhitungan laju dosis total

Dosis total memiliki prinsip yang sama dengan dosis ekuivalen pada proteksi radiasi, dosis ekuivalen menyatakan tingkat kerusakan pada jaringan tubuh yang disebabkan oleh energi radiasi yang terserap tubuh dengan faktor-faktor yang mempengaruhi. Perhitungan laju dosis total merupakan jumlah dari perkalian antara faktor bobot radiasi dari sumber dengan laju dosis dari sumber. Laju dosis total tersebut terdiri dari sumber radiasi berupa boron, gamma, proton, dan hamburan neutron. Penentuan laju dosis gamma dan dosis hamburan neutron menggunakan hasil *output* PHITS dengan bantuan Microsoft Excel.

$$\dot{D}_{total} = w_{\alpha} \dot{D}_{\alpha} + w_{\gamma} \dot{D}_{\gamma} + w_P \dot{D}_P + w_{neutron} \dot{D}_{neutron} \quad (18)$$

Keterangan:

\dot{D}_{total} = laju dosis total (Gy/s)

w_B = faktor bobot radiasi boron

w_γ = faktor bobot radiasi gamma

w_p = faktor bobot radiasi proton

w_{neutron} = faktor bobot radiasi neutron

Faktor RBE, CBE, dan *dose reduction factor*, perbedaan tersebut dikarenakan nilai faktor bobot yang berbeda-beda. Faktor bobot radiasi merupakan koefisien yang menunjukkan kemampuan merusak dari suatu radiasi.

Tabel 13. Faktor bobot radiasi (Faghihi dan Khalili, 2013)

Sumber radiasi	Faktor bobot radiasi
Boron	3,8 (kanker) 1,3 (jaringan sehat)
Proton	3,2
Neutron	3,2
Gamma	1,0

3. Perhitungan waktu iradiasi

Perhitungan waktu iradiasi melibatkan dosis minimal perusak jaringan dan laju dosis total.

$$t = \frac{D_{\text{minimal}}}{\dot{D}_{\text{total}}} \quad (19)$$

Keterangan :

t = Waktu iradiasi (s)

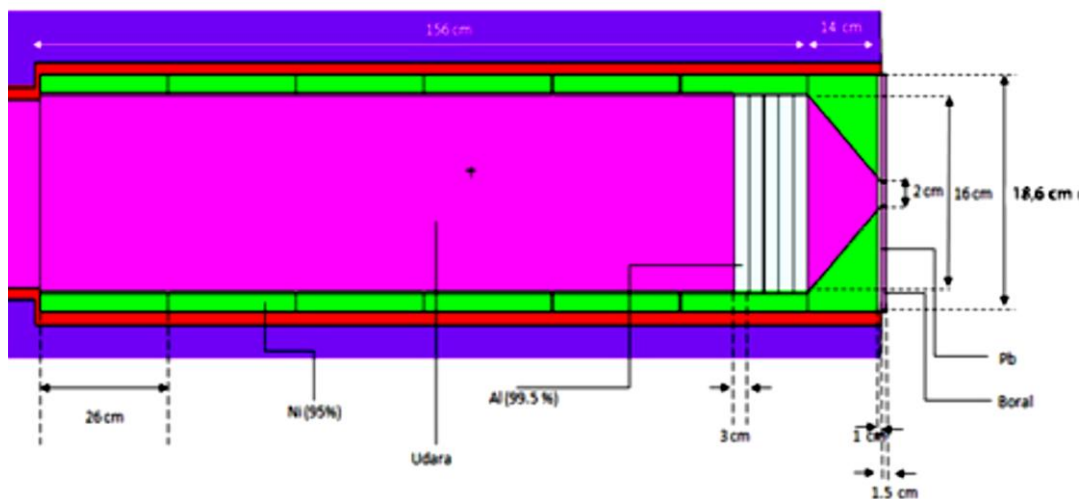
D_{minimal} = Dosis minimal perusak jaringan atau dosis standar yang ditetapkan untuk membunuh kanker (30 Gy)

\dot{D}_{total} = Laju dosis total yang diserap sel kanker (Gy/s)

BAB IV

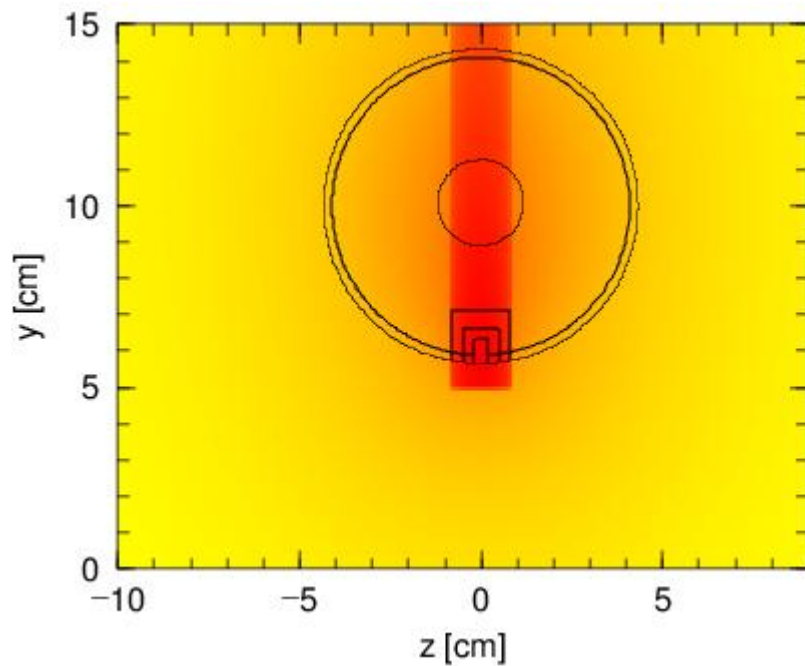
HASIL DAN PEMBAHASAN

Penelitian *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) ini menggunakan sumber neutron dari kolimator *beam port* tembus radial Reaktor Kartini yang telah didesain oleh Arrozaqi (2013). Desain tersebut dapat dilihat pada gambar berikut.



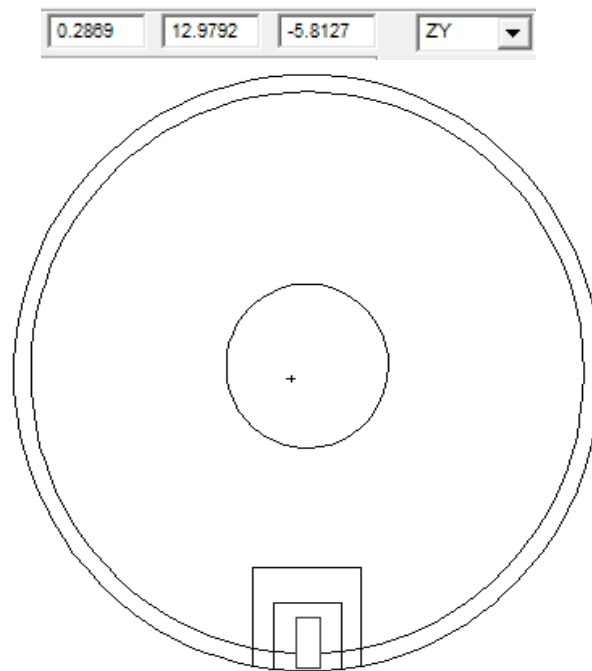
Gambar 14. Desain Kolimator (Arrozaqi, 2013)

Desain kolimator tersusun dari dinding kolimator dengan bahan Ni setebal 1,5 cm dan aperture 2 cm, moderator dengan bahan Al-1350 (99,5 %) setebal 15 cm, perisai gamma dengan bahan Pb setebal 1 cm, dan Boron-Alumunium (Boral) setebal 1,5 cm. Hasil keluaran kolimator tersebut dapat dilihat pada tabel 3. *Input* PHITS dapat dilihat pada lampiran 2, dimana dalam *input* tersebut tidak mensimulasikan desain kolimator. Keluaran sumber neutron pada penelitian ini divisualisasikan dengan lingkaran berjari-jari 0,85 cm yang ditunjukkan pada gambar 15.

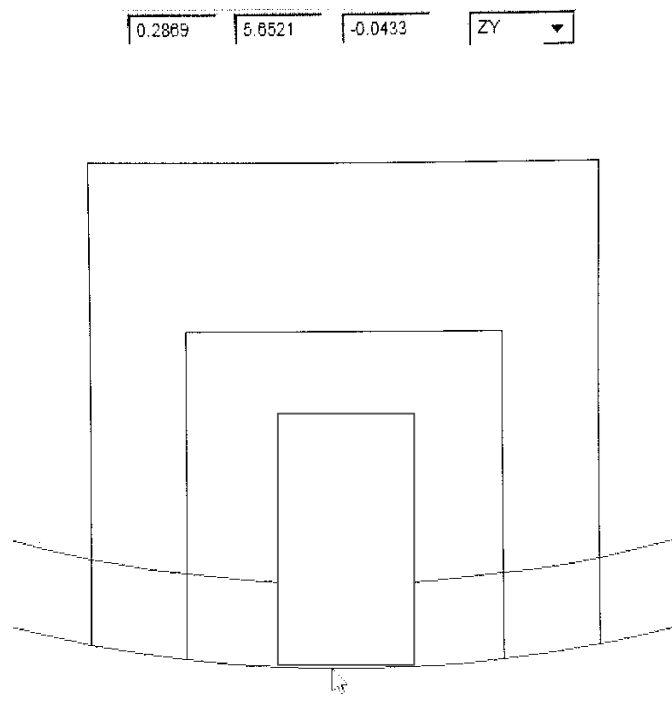


Gambar 15. Simulasi sumber neutron

Simulasi kanker kulit melanoma ini terdiri dari tulang, otot, kulit, gtv, ctv, dan ptv. Titik koordinat pada geometri kanker kulit melanoma dapat diketahui menggunakan *software* VISED. Dari gambar 15, jarak dari sumber neutron ke kulit dapat diperoleh dari titik koordinat sumber neutron dikurangi dengan titik koordinat kulit. Titik koordinat kulit tersebut dapat dilihat pada gambar 16, untuk memperoleh titik yang akurat maka harus diperbesar terlebih dahulu. Setelah geometri diperbesar, titik koordinat kulit dapat diketahui seperti yang terlihat pada gambar 17.



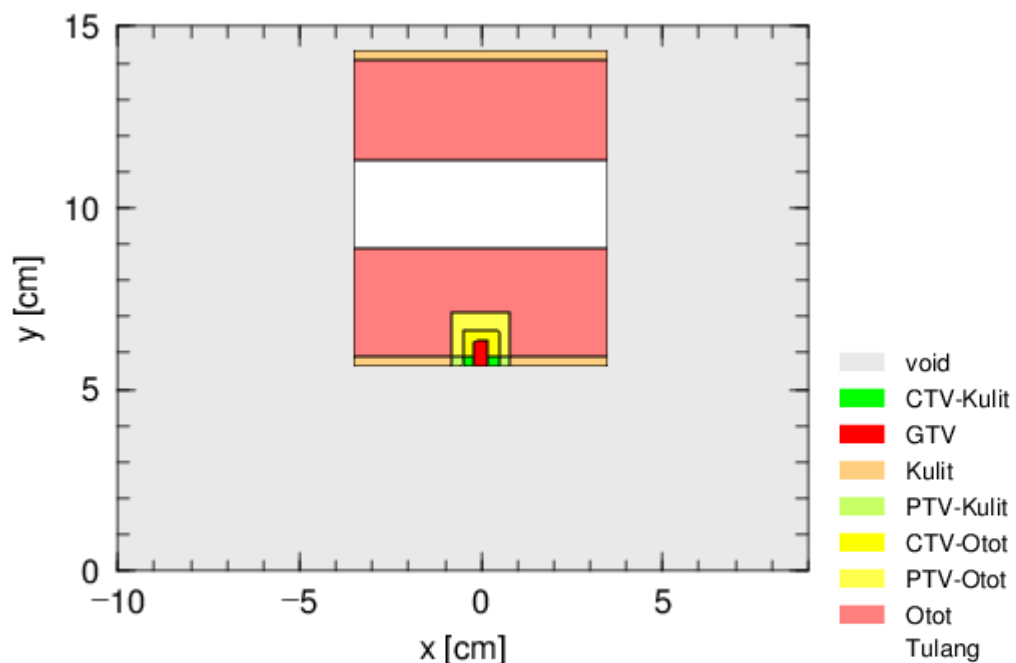
Gambar 16. Simulasi kanker kulit melanoma menggunakan VISED



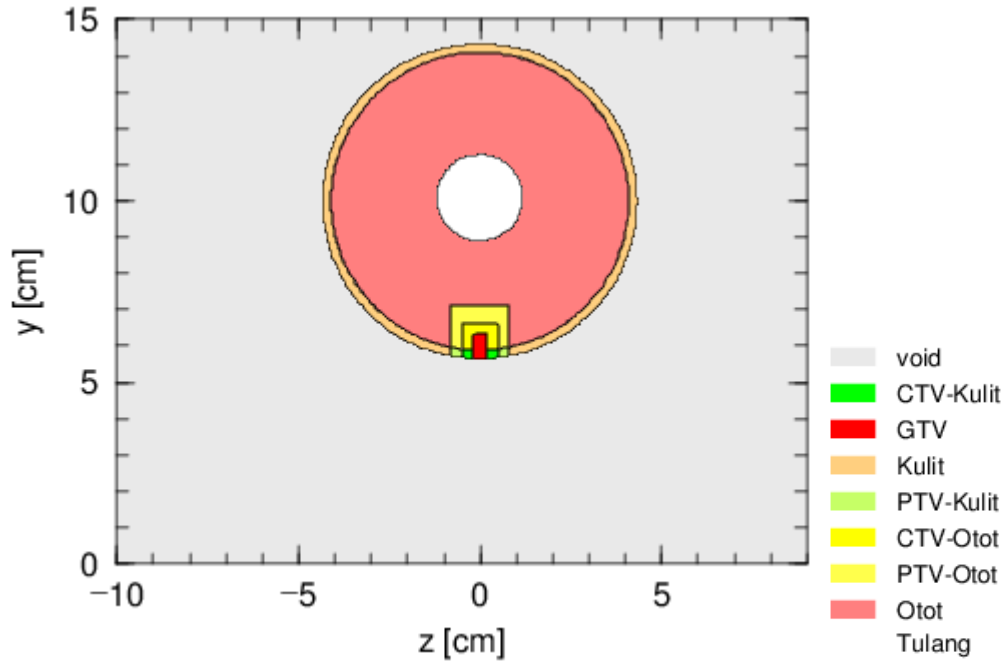
Gambar 17. Perbesaran geometri kanker kulit melanoma menggunakan VISED

Dari hasil tersebut pada gambar 17, diketahui titik koordinat kulit berada pada 5,65 cm. Sehingga jarak sumber neutron dari permukaan kulit dapat dihitung dengan 5,65 cm dikurangi 5 cm, hasilnya adalah 0,65 cm. Jadi, sumber tersebut berada pada posisi 0,65 cm dari jaringan kulit.

Ukuran geometri yang akan disimulasi disesuaikan dengan penelitian dari Siti Rosidah (2017). Bentuk geometri untuk tulang, otot, dan kulit, masing-masing berbentuk silinder dengan jari-jari 1,2 cm; 4,1 cm; dan 4,35 cm dengan tinggi 7 cm. Pada jaringan kanker terdiri dari gtv, ctv kulit, ctv otot, ptv kulit, dan ptv otot. Geometri gtv berbentuk balok dengan ukuran 0,6 cm \times 0,4 cm \times 0,3 cm, sedangkan ctv dan ptv memiliki ukuran 0,2 cm dari gtv. *Input* PHITS untuk mensimulasi geometri kanker kulit melanoma dapat dilihat pada lampiran 1 sedangkan *output* PHITS tersebut dapat diamati pada gambar 18 dan 19.



Gambar 18. Simulasi geometri kanker kulit melanoma pada sumbu x-y



Gambar 19. Simulasi geometri kanker kulit melanoma pada sumbu y-z

Material penyusun jaringan tulang, otot, dan kulit dapat dilihat pada tabel 9, 10, dan 11, data material tersebut menggunakan acuan dari *National Institute of Standards and Technology* (NIST). Material penyusun jaringan kanker dapat dilihat pada tabel 12, data material tersebut menggunakan acuan dari penelitian (Berlianti, 2013). Selain unsur-unsur material, hal lain yang dibutuhkan untuk melakukan simulasi yaitu fraksi massa. Nilai fraksi massa pada tiap unsur akan berubah setelah diinjeksikan boron ke dalam jaringan, sehingga perlu menghitung fraksi massa yang baru dengan menggunakan persamaan 20. Perhitungan fraksi massa yang baru dapat dilihat pada lampiran 3.

$$\text{Fraksi massa}_{\text{boron-10}} = \frac{\text{massa}_{\text{boron-10}}}{\text{massa}_{\text{boron-10}} + \text{massa}_{\text{jaringan}}} \quad (20)$$

Keterangan :

$\text{Fraksi massa}_{\text{boron-10}} = \text{Fraksi massa boron-10}$

$\text{massa}_{\text{boron-10}}$ = Massa boron-10 (g)

m_{jaringan} = Massa jaringan (g)

Untuk memperoleh massa jaringan yaitu dengan menggunakan persamaan berikut.

$$\text{massa}_{\text{jaringan}} = V \times \rho \quad (21)$$

Dimana volume jaringan tulang, otot, dan kulit yang berbentuk silinder bisa menggunakan persamaan berikut.

$$V = \pi r^2 t \quad (22)$$

Sedangkan untuk jaringan kanker, ctv, dan ptv yang berbentuk balok bisa menggunakan persamaan berikut.

$$V = p \times l \times t \quad (23)$$

Untuk memperoleh massa boron-10 menggunakan persamaan 24.

$$\text{massa}_{\text{boron-10}} = \frac{\text{konsentrasi} \times \text{massa}_{\text{jaringan}}}{\text{rasio}} \quad (24)$$

Keterangan :

$\text{Massa}_{\text{boron-10}}$ = Massa boron-10 (g)

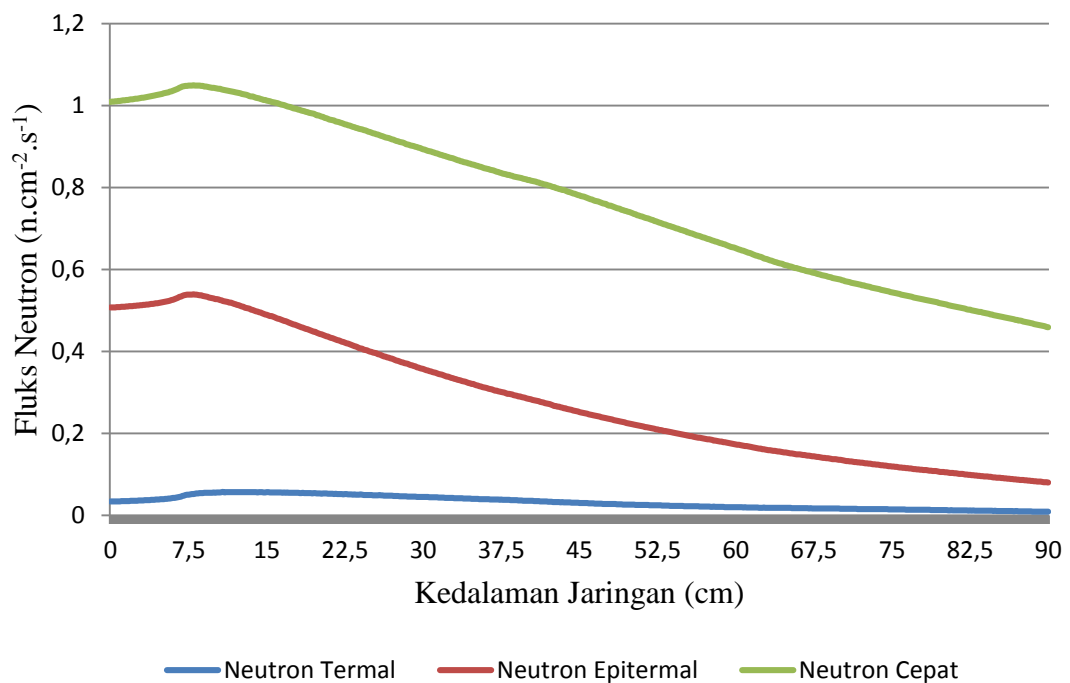
Konsentrasi = Konsentrasi boron ($\mu\text{g/g}$)

$\text{massa}_{\text{jaringan}}$ = Massa jaringan (g)

Variasi konsentrasi boron ada lima, yaitu 20 $\mu\text{g/g}$ kanker, 30 $\mu\text{g/g}$ kanker, 40 $\mu\text{g/g}$ kanker, 50 $\mu\text{g/g}$ kanker, dan 60 $\mu\text{g/g}$ kanker. Variasi tersebut dipilih berdasarkan konsentrasi boron yang efektif dalam membunuh sel kanker yaitu kisaran 15-30 $\mu\text{g/g}$ (Matalaka *et al*, 1993).

Rasio yaitu perbandingan antara jaringan sehat, ptv, ctv, dan gtv, dimana untuk jaringan sehat dan ptv bernilai 10, untuk ctv bernilai 2, dan untuk gtv bernilai 1. Fraksi massa boron baru tersebut selanjutnya diakumulasikan dengan fraksi massa unsur lain pada setiap jaringan dengan jumlah akhir sama dengan 1.

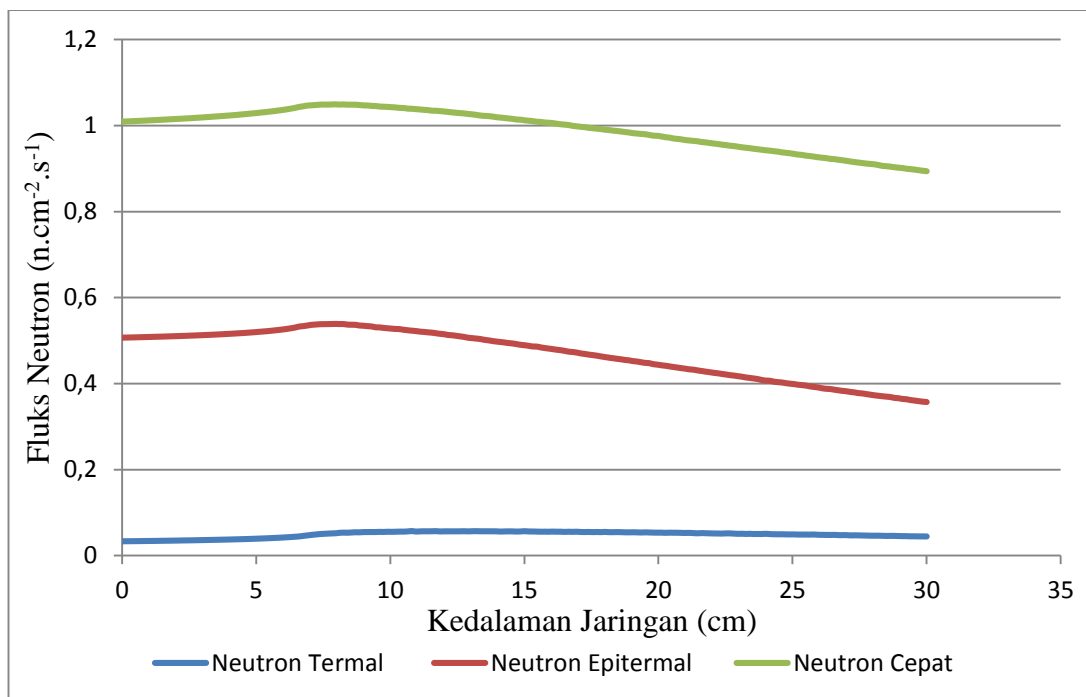
Setelah fraksi massa yang baru dimasukkan dalam *input* PHITS, maka akan diperoleh hasil *output* berupa fluks neutron dan laju dosis serap pada masing-masing jaringan. Fluks neutron pada simulasi kanker melanoma ditunjukkan pada gambar 20.



Gambar 20. Grafik distribusi fluks neutron terhadap kedalaman jaringan

Grafik tersebut merupakan hubungan antara fluks neutron dengan kedalaman jaringan pada konsentrasi 60 $\mu\text{g/g}$ kanker. Nilai fluks neutron tertinggi dapat ditentukan menggunakan bantuan Ms. Excel dengan memanfaatkan fungsi *Max*. Fluks neutron termal tertinggi yaitu $0,057274 \text{ n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ berada pada kedalaman

10,8 cm, fluks neutron epitermal tertinggi yaitu $0,53911 \text{ n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ berada pada kedalaman 7,95 cm, dan fluks neutron cepat tertinggi yaitu $1,0492 \text{ n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ berada pada kedalaman 7,95 cm. Puncak-puncak ketiga fluks neutron tersebut dapat diamati pada gambar 21.



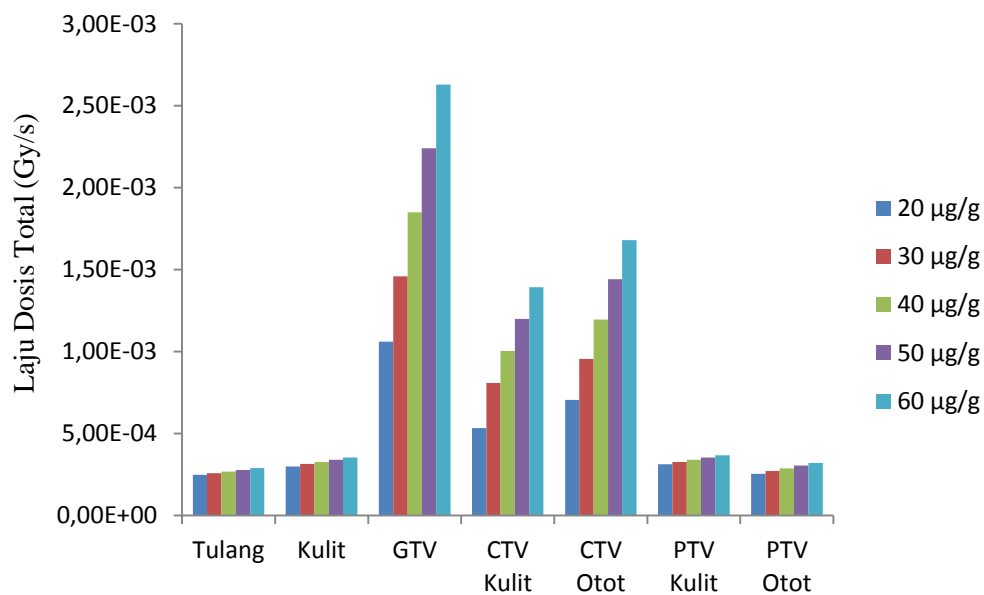
Gambar 21. Puncak fluks neutron terhadap kedalaman jaringan

Laju dosis total diperoleh dengan menjumlahkan perkalian antara faktor bobot radiasi dan laju dosis dengan sumber boron, proton, neutron, dan gamma. Laju dosis total menggunakan persamaan 18. Hasil dari perhitungan tersebut adalah sebagai berikut.

Tabel 14. Laju dosis total tiap jaringan

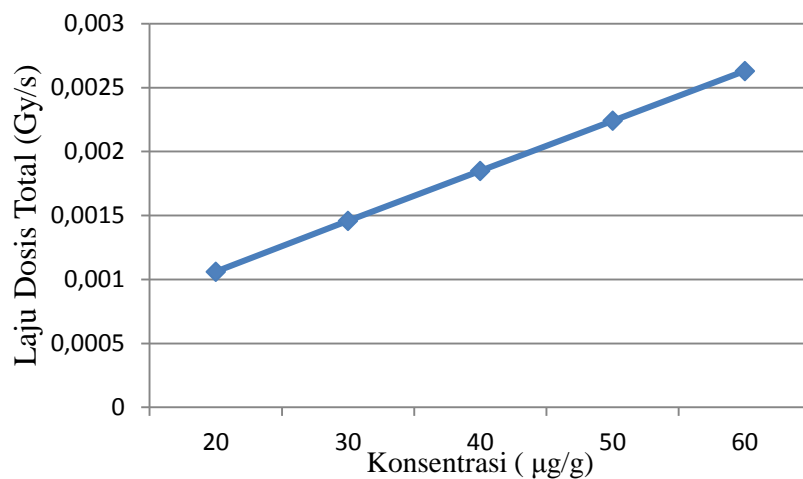
Konsentrasi ($\mu\text{g/g}$)	Laju Dosis Total (Gy/s)						
	Tulang	Kulit	GTV	CTV Kulit	CTV Otot	PTV Kulit	PTV Otot
20	0,00025	0,00030	0,00106	0,00053	0,00071	0,00031	0,00025
30	0,00026	0,00031	0,00146	0,00081	0,00095	0,00033	0,00027
40	0,00027	0,00033	0,00185	0,00100	0,00120	0,00034	0,00029
50	0,00028	0,00034	0,00224	0,00120	0,00144	0,00035	0,00030
60	0,00029	0,00035	0,00263	0,00139	0,00168	0,00037	0,00032

Perhitungan untuk laju dosis total dapat dilihat pada lampiran 4. Dari data di atas, laju dosis total tertinggi terdapat pada jaringan GTV atau kanker dengan konsentrasi 60 $\mu\text{g/g}$ sebesar 0,00263 Gy/s. Untuk memudahkan mengamati data maka dibuatlah grafik, grafik untuk nilai laju dosis total tiap organ pada konsentrasi 20 $\mu\text{g/g}$ kanker, 30 $\mu\text{g/g}$ kanker, 40 $\mu\text{g/g}$ kanker, 50 $\mu\text{g/g}$ kanker, dan 60 $\mu\text{g/g}$ kanker ditunjukkan pada gambar 22 berikut ini.

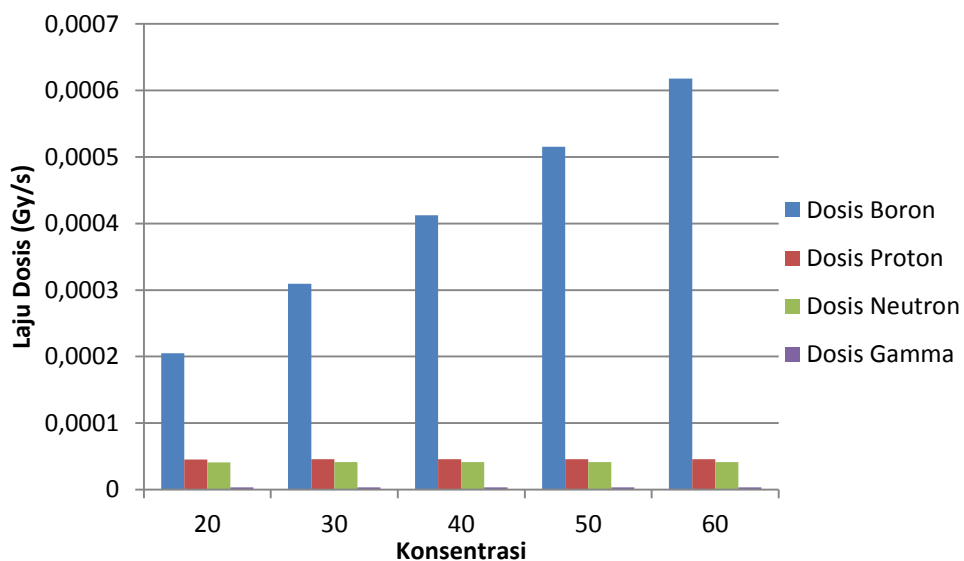


Gambar 22. Grafik kolom laju dosis total tiap jaringan

Semakin tinggi konsentrasi boron yang terakumulasi pada kanker, maka laju dosis total juga akan semakin tinggi. Hal tersebut dapat ditunjukkan pada gambar 23, dimana grafik tersebut linier.



Gambar 23. Grafik laju dosis total terhadap konsentrasi boron pada gtv



Gambar 24. Grafik laju dosis terhadap konsentrasi boron pada gtv

Dari data di atas, dapat dilihat bahwa dosis boron merupakan dosis tertinggi di dalam jaringan gtv. Dosis boron merupakan hasil dari interaksi neutron termal dengan ^{10}B pada jaringan kanker. Dosis boron memiliki nilai tertinggi dikarenakanampang lintang boron yang besar sehingga neutron termal lebih

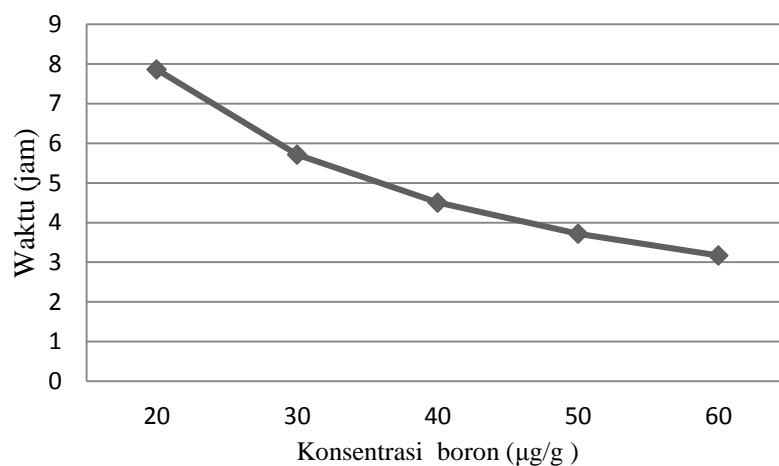
banyak yang tertangkap. Tampang lintang fisi pada reaksi $n + {}^{10}\text{B} \rightarrow {}^4\text{He} + {}^7\text{Li}$ adalah $3,8 \times 10^3$ barn.

Waktu iradiasi dapat diperoleh menggunakan persamaan 19 yaitu perbandingan antara dosis minimal perusak jaringan kanker melanoma dan laju dosis total kanker. Dosis minimal perusak jaringan kanker melanoma yaitu 30 Gy. Perhitungan waktu iradiasi dapat dilihat pada lampiran 5. Berikut adalah hasil data waktu iradiasi pada gtv.

Tabel 15. Waktu iradiasi

Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Laju Dosis Total (Gy/s)	Waktu Iradiasi		
		Jam	menit	detik
20	0,00106	7	51	34
30	0,00146	5	42	52
40	0,00185	4	30	26
50	0,00224	3	43	13
60	0,00263	3	10	8

Semakin besar konsentrasi boron, maka waktu iradiasi akan semakin rendah. Dari data di atas, waktu paling singkat yaitu 3 jam 10 menit 8 detik pada konsentrasi 60 $\mu\text{g/g}$. Grafik hubungan antara waktu dengan konsentrasi membentuk eksponensial seperti pada gambar 25.



Gambar 25. Grafik waktu iradiasi terhadap konsentrasi boron

Dosis serap tiap jaringan diperoleh dari laju dosis total dikalikan dengan waktu iradiasi, dimana waktu iradiasi yang digunakan yaitu waktu iradiasi pada jaringan gtv tiap konsentrasi sesuai tabel 15. Perhitungan dosis serap dapat dilihat pada lampiran 5. Hasil data dosis serap ditunjukkan pada tabel di bawah ini.

Tabel 16. Dosis serap tiap jaringan

Konsentrasi ($\mu\text{g/g}$)	Dosis Serap (Gy)						
	Tulang	Kulit	GTV	CTV Kulit	CTV Otot	PTV Kulit	PTV Otot
20	7,00	8,46	30,00	15,11	19,95	8,83	7,17
30	5,30	6,46	30,00	16,62	19,64	6,73	5,60
40	4,35	5,31	30,00	16,28	19,41	5,52	4,68
50	3,73	4,56	30,00	16,06	19,30	4,74	4,08
60	3,29	4,03	30,00	15,90	19,17	4,18	3,66

Dosis serap berhubungan dengan efek deterministik, yaitu efek samping suatu jaringan akibat paparan radiasi. Efek tersebut dapat langsung dirasakan oleh pasien, maka dari itu ada batas minimal paparan radiasi yang diterima jaringan. Dengan hasil data dosis serap di atas, kita dapat mengetahui konsentrasi yang aman dan efektif untuk membunuh kanker. Ketentuan batas dosis yang memunculkan efek deterministik ditunjukkan pada tabel-tabel berikut.

Tabel 17. Efek deterministik pada kulit (*Dpt. Of Radiation Oncology Ghent University Hospital*)

Dosis (Gy)	Efek	Waktu (hari)
3	Epilasi	14 – 18
3 – 10	Eritema	14 – 21
8 – 12	Deskuamasi kering	25 – 30
15 – 20	Deskuamasi basah	20 – 28
15 – 25	Melepuh	15 – 25
20+	Ulserasi	14 – 21
25+	Nekrosis	21+

Tabel 18. Efek deterministik pada kulit (Peraturan Kepala Bapeten no. 6, 2010)

Efek	Rentang dosis (Gy)
Eritema	3
Deskuamasi kering	5
Deskuamasi basah	15
Nekrosis	50

Tabel 19. Efek deterministik pada beberapa jaringan (ICRP, 2007)

Efek	Jaringan/organ	Waktu	Dosis serap (Gy)
Kemandulan sementara	Testis	3 – 9 minggu	~0,1 ^{a,b}
Kemandulan permanen	Testis	3 minggu	~6 ^{a,b}
Kemandulan permanen	Ovarium	< 1 minggu	~3 ^{a,b}
Depresi pada proses pembentuk darah	Sumsum tulang	3 – 7 minggu	~0,5 ^{a,b}
Fase utama kulit memerah	Kulit (area yang luas)	1 – 4 minggu	< 3~6 ^b
Kulit terbakar	Kulit (area yang luas)	2 – 3 minggu	5~10 ^b
Kerontokan rambut sementara	Kulit	2 – 3 minggu	~4 ^b
Katarak	Mata	Beberapa tahun	~1,5 ^{a,c}

a) ICRP (1984) b) UNSCEAR (1988) c) Edards and Lloyd (1996)

Efek deterministik yang ditimbulkan dari iradiasi pada penelitian ini menggunakan acuan pada tabel 17, 18, dan 19 di atas. Dosis serap total pada kulit dalam penelitian ini memiliki efek deterministik yang ditunjukkan pada tabel 20.

Tabel 20. Efek deterministik pada kulit

Konsentrasi (µg/g)	Dosis serap total (Gy)	Efek deterministik		
		(Dpt. Of Radiation Oncology Ghent University Hospital)	(Peraturan Kepala Bapeten no. 6, 2010)	(ICRP, 2007)
20	8,46	Deskuamasi kering	Deskuamasi basah	Kulit terbakar
30	6,46	Eritema	Deskuamasi basah	Kulit terbakar
40	5,31	Eritema	Deskuamasi basah	Fase utama kulit memerah Kulit terbakar

50	4,56	Eritema	Deskuamasi kering	Fase utama kulit memerah
60	4,03	Eritema	Deskuamasi kering	Fase utama kulit memerah Kerontokan rambut sementara

Dari data di atas, konsentrasi yang paling efektif untuk membunuh kanker yaitu 50 $\mu\text{g/g}$ kanker. Pemilihan konsentrasi ini dikarenakan efek deterministik pada kulit yang ditimbulkan merupakan efek yang paling ringan dibandingkan konsentrasi lain, yaitu eritema, deskuamasi kering, dan fase utama kulit memerah. Waktu iradiasi pada konsentrasi 50 $\mu\text{g/g}$ kanker adalah 3 jam 43 menit 13 detik.

BAB V

PENUTUP

A. Kesimpulan

1. Telah disimulasikan geometri kanker kulit melanoma menggunakan kode PHITS pada tulang, otot, kulit, gtv, ctv otot, ptv otot, ctv kulit, dan ptv kulit.
2. Pada variasi konsentrasi boron 20 $\mu\text{g/g}$ kanker, 30 $\mu\text{g/g}$ kanker, 40 $\mu\text{g/g}$ kanker, 50 $\mu\text{g/g}$ kanker, dan 60 $\mu\text{g/g}$ kanker, konsentrasi yang paling efektif membunuh sel kanker dengan kedalaman 0,6 cm adalah 50 $\mu\text{g/g}$ kanker.
3. Dosis serap ^{10}B yang diterima oleh jaringan tulang, kulit, ctv kulit, ctv otot, ptv kulit, dan ptv otot pada konsentrasi 50 $\mu\text{g/g}$ kanker masing-masing sebesar 3,73 Gy; 4,56 Gy; 16,06 Gy; 19,30 Gy; 4,74 Gy; 4,08 Gy.
4. Waktu iradiasi yang efektif dalam membunuh sel kanker dengan kerusakan jaringan sehat paling kecil terdapat pada konsentrasi 50 $\mu\text{g/g}$ kanker yaitu 3 jam 43 menit 13 detik. Pada konsentrasi boron tersebut, dampak deterministik yang ditimbulkan pada kulit adalah eritema, deskuamasi kering, dan fase utama kulit memerah.

B. Saran

1. Fluks sumber neutron yang digunakan harus sesuai dengan rekomendasi IAEA.
2. Diperlukan data spesifik untuk jenis jaringan yang digunakan, baik dari segi jenis kelamin, usia, dan stadium kanker.

DAFTAR PUSTAKA

- Akine, Y., Tokita, N., Matsumoto, T., *et al.* (1990). Radiation effect of gadolinium-neutron capture reactions on the survival of Chinese hamster cells. *Strahlenther Onkol.* 166(12): 831–833
- American Cancer Society. (2016). *Cancer Facts & Figures 2016*. Atlanta: American Cancer Society.
- American Cancer Society. (2017). *Cancer Facts & Figures 2017*. Atlanta: American Cancer Society.
- American Cancer Society. (2018). *Cancer Facts & Figures 2018*. Atlanta: American Cancer Society.
- Arrozaqi, M. I. M. (2013). *Perancangan Kolimator di Beamport Tembus Reaktor Kartini untuk Boron Neutron Capture Therapy*. Yogyakarta: Department of Engineering Physics Gadjah Mada University.
- Bavarnegin, E., Kasesaz, Y., Wagner, F. (2017). Neutron beams implemented at nuclear research reactors for BNCT Journal of Instrumentation. 12(5): 1-27. DOI: 10.1088/1748-0221/12/05/P05005
- Bapeten. (2010). Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 6 2010. Diakses dari https://jdih.bapeten.go.id/files/_000204_1.pdf. pada tanggal 28 September 2018.
- BATAN. (2017). SejarahReaktor Kartini. Diakses dari <http://www.batan.go.id/index.php/id/kedeputan/fasilitas-nuklir/869-sejarah-reaktor-kartini-yogyakarta> pada Maret 2018.
- BATAN. (2018). Dosis dan Efek Radiasi. diakses dari http://www.batan.go.id/pusdiklat/elearning/proteksiradiasi/pengenalan_radiasi/2-1.htm pada Mei 2018.
- Berlianti, D. (2013). *Analisis Dosis di Organ Kritis pada Terapi Glioblastoma dengan Boron Neutron Capture Therapy menggunakan Metode Simulasi MCNP5*. Yogyakarta: Jurusan Teknik Fisika Universitas Gadjah Mada.
- Canadian Cancer Society. (2018). Types of Melanoma Skin Cancer. Diakses dari <http://www.cancer.ca/en/cancer-information/cancer-type/skin-melanoma/melanoma/types-of-melanoma/?region=on> pada April 2018.
- Canadian Nuclear Safety Commission. (2017). Introduction to Dosimetry, INFO-0827. Diakses dari http://nuclearsafety.gc.ca/pubs_catalogue/uploads/INFO-0827-Introduction-to-Dosimetry-e.pdf pada Juli 2018.
- Cancer Australia. (2018). *Melanoma*. Diakses dari <https://melanoma.canceraustralia.gov.au/home> pada 03 Februari 2018.
- Canelón, I. R., Phoenix, B., Barry, A. P., *et al.* (2015). Arene ruthenium dithiolato-carborane complexes for boron neutron capture therapy (BNCT). *Journal*

- of *Organometallic Chemistry*. 796(2015): 17-25.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jorganchem.2015.05.011>
- Cipto, Herman, dkk. (2001). *Deteksi dan Penatalaksanaan Kanker Kulit Dini*. Jakarta: Balai Penerbit Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia.
- Cristy, M., Eckerman, K. F. (2002). SPECIFIC ABSORBED FRACTIONS OF ENERGY AT VARIOUS AGES FROM INTERNAL PHOTON SOURCES. V. FIFTEEN-YEAR-OLD MALE AND ADULT FEMALE. Diakses dari <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.453.354&rep=rep1&type=pdf> pada agustus 2018.
- Conic, R. Z., Cabrera, C. I., Khorana, A. A., *et al.* (2017). Determination of the impact of melanoma surgical timing on survival using the National Cancer Database. *Journal of the American Academy of Dermatology*. 78(1): 40-46.e7. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jaad.2017.08.039>
- Dalimartha, Setiawan. (2004). *Deteksi Dini Kanker dan Simplisia Antikanker*. Jakarta: Penebar Swadaya.
- Davies, Rhiannon W. (2013). Skin cancer: Types, diagnosis and prevention. *The Pharmaceutical Journal*. Halaman 1-7. <https://pharmaceutical-journal.com/learning/learning-article/skin-cancer-types-diagnosis-and-prevention/11129534.article>
- Dewi, Makassari. (2017). *Sebaran Kanker di Indonesia, Riset Kesehatan Dasar 2007*. *Indonesian Journal of Cancer*. 11(1): 11-8.
- Dharmais. (2016). *Keganasan terbanyak pada Laki-laki dan Perempuan Tahun 2011-2013*. Diakses dari <http://dharmais.co.id/4-alur-teknis-2/> dari tanggal Agustus 2018.
- Eijkeren, M. V. (2018). Deterministic Effect. Diakses dari <http://www.bvsabr.be/js/tinymce/plugins/moxiemanager/data/files/Opleiding2004/deterministic.pdf> pada Juli 2018.
- Faghihi, F., Khalili, S. (2013). Beam shaping assembly of a D-T neutron source for BNCT and its dosimetry simulation in deeply-seated tumor. *Radiation Physics and Chemistry*. 89(2013): 1-13. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2013.02.003>
- Flores, F. F., Coelho, P. R. P., Neto, J. D. T. A., *et al.* (2013). Cell cycle arrest, extracellular matrix changes and intrinsic apoptosis in human melanoma cells are induced by Boron Neutron Capture Therapy. *Toxicology in Vitro*. 27(2013): 1196-1204. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tiv.2013.02.006>
- Horiguchi, H., Sato, T., Kumada, H. *et al.* (2014). Estimation of relative biological effectiveness for boron neutron capture therapy using the PHITS code coupled with a microdosimetric kinetic model. *Journal of Radiation Research*. 2015(56): 382:390. doi: 10.1093/jrr/rru109

- Hussein, M. S., Carlson, B. V., Kerman, A. K. (2016). Statistical Features of the Thermal Neutron Capture Cross Sections. *Acta Physica Polonica B*. 47(2): 391-404. <http://dx.doi.org/10.5506/APhysPolB.47.391>
- ICRP. (2007). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Diakses dari [http://www.icrp.org/docs/ICRP_Publication_103-Annals_of_the_ICRP_37\(2-4\)-Free_extract.pdf](http://www.icrp.org/docs/ICRP_Publication_103-Annals_of_the_ICRP_37(2-4)-Free_extract.pdf) pada Agustus 2018.
- ICRP. (2010). Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. Diakses dari <http://www.icrp.org/publication.asp?id=icrp%20publication%20116> pada Agustus 2018.
- International Atomic Energy Agency. (2001). *Current Status of Neutron Capture Therapy*. Wina: IAEA.
- Japanese Society of Neutron Therapy. (2018). What is BNCT?. Diakses dari http://www.jsnct.jp/e/about_nct/ pada Maaret 2018.
- Jogja Cancer Registry. (2018). *RKBR Maret 2018*. Diakses dari <https://canreg.fk.ugm.ac.id/laporan-data/rkbr-maret-2018/> pada Juli 2018
- Kementerian kesehatan RI. (2015). *Situasi Penyakit Kanker*. Jakarta. Diakses dari <http://www.depkes.go.id/resources/download/pusdatin/infodatin/infodatin-kanker.pdf> pada 01 Maret 2018.
- Kettenbach, K., Schieferstein, H., Grunewald, C., *et al.* (2015). Synthesis and evaluation of boron folates for Boron-Neutron-Capture-Therapy (BNCT). *Radiochimica Acta*. 103(11): 799-809. DOI 10.1515/ract-2014-2360
- Liu, Y., Sheikh, M. S. (2015). Melanoma: Molecular Pathogenesis and Therapeutic Management. *Moll Cell Pharmacol*. 6(3): 1-22.
- Maitz, C. A., Khan, A. A., Kueffer, P. J., *et al.* (2017). Translational Oncology Validation and Comparison of the Therapeutic Efficacy of Boron Neutron Capture Therapy Mediated By Boron-Rich Liposomes in Multiple Murine Tumor Models. *Translational Oncology*. 10(xx): 686-692. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tranon.2017.05.003>
- Mataalka, K. Z., Bailey, M. Q., Barth, R. F., *et al.* (1993). Boron neutron capture therapy of intracerebral melanoma using boronophenylalanine as a capture agent. *Cancer Res*. 53: 3308–3313
- Melanoma Institute Australia. (2018). Stages of Melanoma. Diakses dari <https://www.melanoma.org.au/understanding-melanoma/stages-of-melanoma/> pada Maret 2018.
- Moghaddasi, L., Bezak, E., (2018). Geant4 beam model for boron neutron capture therapy : investigation of neutron dose components. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*. <https://doi.org/10.1007/s13246-018-0617-z>

- Muslih, M. I., Sardjono, Y., Widiharto, A. (2014). Perancangan Kolimator di Beam Port Tembus Reaktor Kartini untuk *Boron Neutron Capture Therapy*. *Prosiding Pertemuan dan Presentasi Ilmial – Penelitian Dasar Ilmu Pengetahuan dan Teknologi Nuklir 2014*. (2014): 163-178.
- National Cancer Institute. (2018). *Melanoma Treatment*. Diakses dari https://www.cancer.gov/types/skin/patient/melanoma-treatment-pdq#section/_96 pada 02 Januari 2018.
- National Institute of Standards and Technology. Compositions of Materials used in STAR Databases. Diakses dari <https://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl> pada 03 Januari 2018
- Nedunchezian, K., Aswath, N., Thiruppathy, M. (2016). Boron Neutron Capture Therapy - A Literature Review. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 10(12): ZE01-ZE04. DOI: 10.7860/JCDR/2016/19890.9024
- National Institute of Standards and Technology. (2018). Composition of BONE, COMPACT (ICRU). Diakses dari <https://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?refer=ap&matno=119> pada Juni 2018.
- Ntoy, S. G., Sardjono, Y. (2018). Calculation of BNCT Dosimetry for Brain Cancer Based on Kartini Research Reactor using The PHITS Code. *Jurnal Teknik Reaktor Nuklir*. 19(3): 159-168. DOI: 10.17146/tdm.2017.19.3.3634
- Orsted, H. L., Keast, D. H., Lalande, L. F., *et al.* (2018). *Skin: Anatomy, Physiology and Wound Healing*. Canada: Woundscanada.ca.
- Puchalska, M., Sihver, L. (2015). PHITS Simulations of Absorbed Dose Out-of-field and Neutron Energy Spectra for ELEKTA SL25 Medical Linear Accelerator. *Physics in Medicine & Biology*. 60(2015): N261-270. doi:10.1088/0031-9155/60/12/N261
- Rahmawati, N. A. (2014). *Analisis Dosis pada Penyembuhan Kanker Payudara dengan Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) menggunakan MCNP X*. Yogyakarta: Universitas Negeri Yogyakarta.
- Rosidah, S. (2017). *Analisis Dosis Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Kanker Kulit Melanoma menggunakan MCNPX dengan Sumber Neutron dari Kolom Termal Reaktor Kartini*. Skripsi. Yogyakarta: Universitas Negeri Yogyakarta.
- Royal Society of Chemistry. (2017). Boron. Diakses dari <http://www.rsc.org/periodic-table/element/5/boron> pada Februari 2018.
- Sato, T., Iamoto, Y., Hashimoto, S., Ogawa, T., *et al.* (2018). Features of Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) version 3.02. *Journal of Nuclear Science and Technology*. 55(6): 684-690. <https://doi.org/10.1080/00223131.2017.1419890>
- Setiyadi, A., Sardjono, & Dermawan Denny. (2016). The Dosis of Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) toward Skin Cancer (Melanoma Maligna) using

- MCNPX-CODE with Neutron Source from Kartini Reactor Beamport. 5(1): 65-75.
- Sauerwein, W. A. G. (2012). *Neutron Capture Therapy* (Vol. 5). <https://doi.org/10.1007/978-3-642-31334-9>
- Shiiba, T., Kuga, N., Kuroia, Y., *et al.* (2017). Evaluation of the accuracy of mono-energetic electron and beta-emitting isotope dose-point kernels using particle and heavy ion transport code system: PHITS. *Applied Radiation and Isotopes*. 128(2017): 199-203. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apradiso.2017.07.028>
- Syukri S. (1999). *Kimia Dasar 2*. Bandung: Penerbit ITB.
- The Australasian College of Dermatologists. (2018). Welcome to A to Z of skin. Diakses dari <https://www.dermcoll.edu.au/a-to-z-of-skin/> pada Agustus 2018.
- United States Nuclear Regulatory Commission. (2018). Dose Equivalent. Diakses dari <https://www.nrc.gov/reading-rm/basic-ref/glossary/dose-equivalent.html> pada Juli 2018.
- Vogel, R. L., Strayer, Lori G., Ahmed, Rehana L., *et al.* (2017). A Qualitative Study of Quality of Life Concerns following a Melanoma Diagnosis. *Skin Cancer*. 2017: 1-8. <https://doi.org/10.1155/2017/2041872>
- World Health Organization. (2012). *Cancer Situation in SEAR Countries*. Diakses dari <http://www.searo.who.int/thailand/news/cancer-sear/en/> pada Agustus.
- World Health Organization. (2014). *Cancer Country profiles 2014: Indonesia*. Diakses dari http://www.who.int/cancer/country-profiles/idn_en.pdf pada tanggal 11 Agustus 2018.
- World Health Organization. (2017). *The top 10 causes of death: World Health Organization*. Diakses dari <http://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death> pada 02 Januari 2018.
- Yong, Z., Song, Z., Zhou, Y., *et al.* (2016). Boron neutron capture therapy for malignant melanoma : first clinical case report in China. *Chinese Journal of Cancer Research*. 28(6): 634-640. <http://dx.doi.org/10.21147/j.issn.1000-9604.2016.06.10>

LAMPIRAN 1

Input Geometri Kanker Kulit Melanoma

[Title]

Geometri Kanker Kulit Melanoma

[Parameters]

Icntl = 8 # (D=0) 3:ECH 5:NOR 6:SRC 7,8:GSH 11:DSH 12:DUMP
 maxcas = 100000 # (D=10) number of particles per one batch
 maxbch = 100 # (D=10) number of batches
 file(6) = phits.out # (D=phits.out) general output file name

[Source]

s-type = 1 # mono-energetic axial source
 proj = proton # kind of incident particle
 dir = all # z-direction of beam [cosine]
 r0 = 0. # radius [cm]
 z0 = 0. # minimum position of z-axis [cm]
 z1 = 10. # maximum position of z-axis [cm]
 e0 = 150. # energy of beam [MeV]

[Material]

mat[1] 1H	0.0472316382	# material untuk tulang
12C	0.1443227832	
14N	0.0419879004	
16O	0.4460736943	
24Mg	0.0021998900	
31P	0.1049647513	
32S	0.0031498425	
40Ca	0.2099195031	
65Zn	0.0000999950	
10B	0.0000500020	
mat[2] 1H	0.1006319684	# material untuk otot
12C	0.1078246087	
14N	0.0276786161	
16O	0.7547352629	
23Na	0.0007499625	
24Mg	0.0001899905	
31P	0.0017999100	
32S	0.0024098795	
35Cl	0.0007899605	
39K	0.0030198490	
40Ca	0.0000299985	
56Fe	0.0000399980	
65Zn	0.0000499975	

	10B	0.0000499980	
mat[3]	1H	0.1005829702	# material untuk kulit
	12C	0.2282385865	
	14N	0.0464176788	
	16O	0.6189710472	
	23Na	0.0000699965	
	24Mg	0.0000599970	
	31P	0.0003299835	
	32S	0.0015899205	
	35Cl	0.0026698665	
	39K	0.0008499575	
	40Ca	0.0001499925	
	56Fe	0.0000099995	
	65Zn	0.0000099995	
	10B	0.0000500043	
mat[4]	1H	0.0989942026	# material untuk kanker
	12C	0.2689842474	
	14N	0.0449973148	
	16O	0.5689666795	
	31P	0.0179989259	
	10B	0.0000485602	
mat[5]	1H	0.0989942900	# material untuk ctv kulit
	12C	0.2689844849	
	14N	0.0449973545	
	16O	0.5689671819	
	31P	0.0179989418	
	10B	0.0000476773	
mat[6]	1H	0.1006319073	# material untuk ctv otot
	12C	0.1078245433	
	14N	0.0276785993	
	16O	0.7547348049	
	23Na	0.0007499620	
	24Mg	0.0001899904	
	31P	0.0017999089	
	32S	0.0024098780	
	35Cl	0.0007899600	
	39K	0.0030198472	
	40Ca	0.0000299985	
	56Fe	0.0000399980	
	65Zn	0.0000499975	
	10B	0.0000506047	
mat[7]	1H	0.1005831874	# material untuk ptv kulit
	12C	0.2282390795	
	14N	0.0464177791	
	16O	0.6189723841	
	23Na	0.0000699967	

	24Mg	0.0000599971	
	31P	0.0003299842	
	32S	0.0015899239	
	35Cl	0.0026698723	
	39K	0.0008499593	
	40Ca	0.0001499928	
	56Fe	0.0000099995	
	65Zn	0.0000099995	
	10B	0.0000478446	
mat[8]	1H	0.1006320342	# material untuk ptv otot
	12C	0.1078246793	
	14N	0.0276786342	
	16O	0.7547357569	
	23Na	0.0007499630	
	24Mg	0.0001899906	
	31P	0.0017999112	
	32S	0.0024098811	
	35Cl	0.0007899610	
	39K	0.0030198510	
	40Ca	0.0000299985	
	56Fe	0.0000399980	
	65Zn	0.0000499975	
	10B	0.0000493434	
mat[9]	12C	-0.000124	# material untuk udara
	14N	-0.755267	
	16O	-0.231781	
	Ar40	-0.012827	

[M a t N a m e C o l o r]

mat	name	color
1	Tulang	white
2	Otot	pink
3	Kulit	pastelpink
4	GTV	red
5	CTV-Kulit	green
6	CTV-Otot	yellow
7	PTV-Kulit	pastelgreen
8	PTV-Otot	pastelyellow
9	Udara	cyan

[S u r f a c e]

1 c/x 10.1 0 1.2
 2 c/x 10 0 4.1
 3 c/x 10 0 4.35
 4 px -3.5
 5 px 3.5

6 px -0.2
 7 px 0.2
 8 py 6.35
 9 pz 0.2
 10 pz -0.2
 11 pz 0.5
 12 pz -0.5
 13 px -0.5
 14 px 0.5
 15 py 6.65
 16 pz 0.8
 17 pz -0.8
 18 px -0.8
 19 px 0.8
 20 py 7.15
 999 so 500.

[C e l l]

2001 1 -1.06 -1 4 -5 \$ tulang
 2002 2 -1.04 -2 4 -5 1 #2004 #2006 #2008 \$ Otot
 2003 3 -1.04 2 -3 4 -5 #2001 #2004 #2005 #2007 \$ kulit ORNL 1.04
 2004 4 -1.00 -3 6 -7 -8 -9 10 \$ kanker
 2005 5 -1.04 2 -3 -11 12 13 -14 -15 #2004 \$ ctv kulit
 2006 6 -1.04 -2 -11 12 13 -14 -15 #2004 \$ ctv otot
 2007 7 -1.04 2 -3 -8 -16 17 18 -19 #2004 #2005 \$ ptv kulit
 2008 8 -1.04 -2 -16 17 18 -19 -20 #2006 #2004 \$ ptv otot
 1000 0 #2001 #2002 #2003 #2004 #2005 #2006 #2007 #2008 -999 \$ void
 1001 -1 999 \$ Outer region

[T - T r a c k]

mesh = xyz # mesh type is xyz scoring mesh
 x-type = 2 # x-mesh is linear given by xmin, xmax and nx
 nx = 200
 xmin = -10. # minimum value of z-mesh points
 xmax = 9. # maximum value of z-mesh points
 y-type = 2 # y-mesh is given by the below data
 ny = 200 # number of y-mesh points
 ymin = 0
 ymax = 15
 z-type = 1 # z-mesh is linear given by zmin, zmax and nz
 nz = 1 # number of z-mesh points
 -5.0 5.0
 part = all
 e-type = 1 # e-mesh is given by the below data
 ne = 1 # number of e-mesh points


```

0.0 1000.0
unit   = 1          # unit is [1/cm^2/source]
axis   = xy         # axis of output
file    = track_xy.out      # file name of output for the above axis
title   = Track Detection using [T-track] tally
gshow   = 1         # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
epsout  = 1         # (D=0) generate eps file by ANGEL

[ T - T r a c k ]
mesh    = xyz       # mesh type is xyz scoring mesh
x-type  = 1         # x-mesh is linear given by xmin, xmax and nx
nx       = 1        # number of x-mesh points
-5.0 5.0
y-type  = 2         # y-mesh is given by the below data
ny       = 200      # number of y-mesh points
ymin    = 0
ymax    = 15
z-type  = 2         # z-mesh is linear given by zmin, zmax and nz
nz       = 200      # number of z-mesh points
zmin    = -10.      # minimum value of z-mesh points
zmax    = 9.        # maximum value of z-mesh points
part    = all
e-type  = 1         # e-mesh is given by the below data
ne       = 1        # number of e-mesh points
0.0 1000.0
unit    = 1         # unit is [1/cm^2/source]
axis    = yz        # axis of output
file     = track_yz.out    # file name of output for the above axis
title    = Track Detection using [T-track] tally
gshow    = 1        # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
epsout   = 1        # (D=0) generate eps file by ANGEL

[ T - 3Dshow ]
output   = 3        # (D=3) 0:draft, 1:line, 2:col, 3:line+col
x0       = 0.       # (D=0.0) x-coordinate of the origin
y0       = 0.       # (D=0.0) y-coordinate of the origin
z0       = 0.       # (D=0.0) z-coordinate of the origin
e-the    = 240.     # (D=80.0) eye point theta(degree) from z-axis
e-phi    = -45.     # (D=140.0) eye point phi(degree) from x-axis
e-dst    = 300.     # (D=w-dst*10) eye point distance from origin
l-the    = 210.     # (D=e-the) light point theta from z-axis
l-phi    = 30.      # (D=e-phi) light point phi from x-axis
l-dst    = 100.     # (D=e-dst) light point distance from origin
w-wdt    = 50.      # (D=100) width of window (cm)
w-hgt    = 50.      # (D=100) hight of window (cm)
w-dst    = 30.      # (D=200) window distance from origin

```

```
heaven = y          # (D=y) direction to heaven
line    = 1         # (D=0) 0:surface+mat, 1:+region
shadow  = 2         # (D=0) 0:no, 1:shadow
resol   = 2         # (D=1) resolution of 3dshow
file    = 3dshow.out # file name of output
title   = Check geometry using [T-3dshow] tally
epsout  = 1         # (D=0) generate eps file by ANGEL
```

```
[ E n d ]
```

LAMPIRAN 2

Input PHITS Code

Konsentrasi boron 50 µg/g kanker

[Title]

Perhitungan Dosis BNCT pada Kanker Kulit Melanoma (Konsentrasi Boron 50 ug/g)

[Parameters]

```
icntl      =      0  # (D=0) 3:ECH 5:NOR 6:SRC 7,8:GSH 11:DSH 12:DUMP
maxcas     =    100000      # (D=10) number of particles per one batch
maxbch     =      100      # (D=10) number of batches
file(6)    = phits.out      # (D=phits.out) general output file name
emin(2)    = 1.000000000E-10 # (D=1.0) cut-off energy of neutron (MeV)
emin(12)   = 1.000000000E-01 # (D=1.d9) cut-off energy of electron (MeV)
emin(14)   = 1.000000000E-03 # (D=1.d9) cut-off energy of photon (MeV)
emin(18)   = 1.000000000E-03 # (D=1.d9) cut-off energy of alpha (MeV)
emin(19)   = 1.000000000E-03 # (D=1.d9) cut-off energy of nucleus (MeV)
dmax(2)    = 20.0000000    # (D=emin(2)) data max. energy of neutron (MeV)
dmax(12)   = 1000.00000    # (D=emin(12)) data max. energy of electron (MeV)
dmax(14)   = 1000.00000    # (D=emin(14)) data max. energy of photon (MeV)
dmax(18)   = 1000.00000    # (D=emin(18)) data max. energy of alpha (MeV)
dmax(19)   = 1000.00000    # (D=emin(18)) data max. energy of nucleus (MeV)
e-mode     = 2
igamma     = 2
ipnint     = 1              # (D=0) photonuclear GDR, 1:analog, -1:implicit
```

[Source]

```
totfact = 1.5**2*pi  # global factor
<source>      = 2    # Relative ratio of intensity for each source
s-type = 4          # cylinder with energy distribution
proj  = neutron     # kind of incident particle
r0    = 0.85        # radius [cm]
z0    = 0.
z1    = 0.
trcl  = 1
dir   = 1           # z-direction of beam [cosine]
e-type = 8
ne    = 1502
infl:{neutron.inp}[1-1502]
<source> = 1.0 # multiple source ratio
s-type = 4          # cylinder with energy distribution
proj   = photon     # kind of incident particle
r0     = 0.85        # radius [cm]
```

```

z0      = 0.          # minimum position of z-axis [cm]
z1      = 0.          # maximum position of z-axis [cm]
dir      = 1          # z-direction of beam [cosine]
trcl     = 1
e-type   = 8
ne       = 1502
infl: {photon.inp} [1-1502]

```

[M a t e r i a l]

mat[1] 1H	0.0472316382	# material untuk tulang
12C	0.1443227832	
14N	0.0419879004	
16O	0.4460736943	
24Mg	0.0021998900	
31P	0.1049647513	
32S	0.0031498425	
40Ca	0.2099195031	
65Zn	0.0000999950	
10B	0.0000500020	
mat[2] 1H	0.1006319684	# material untuk otot
12C	0.1078246087	
14N	0.0276786161	
16O	0.7547352629	
23Na	0.0007499625	
24Mg	0.0001899905	
31P	0.0017999100	
32S	0.0024098795	
35Cl	0.0007899605	
39K	0.0030198490	
40Ca	0.0000299985	
56Fe	0.0000399980	
65Zn	0.0000499975	
10B	0.0000499980	
mat[3] 1H	0.1005829702	# material untuk kulit
12C	0.2282385865	
14N	0.0464176788	
16O	0.6189710472	
23Na	0.0000699965	
24Mg	0.0000599970	
31P	0.0003299835	
32S	0.0015899205	
35Cl	0.0026698665	
39K	0.0008499575	
40Ca	0.0001499925	
56Fe	0.0000099995	
65Zn	0.0000099995	

	10B	0.0000500043	
mat[4]	1H	0.0989942026	# material untuk kanker
	12C	0.2689842474	
	14N	0.0449973148	
	16O	0.5689666795	
	31P	0.0179989259	
	10B	0.0000485602	
mat[5]	1H	0.0989942900	# material untuk ctv kulit
	12C	0.2689844849	
	14N	0.0449973545	
	16O	0.5689671819	
	31P	0.0179989418	
	10B	0.0000476773	
mat[6]	1H	0.1006319073	# material untuk ctv otot
	12C	0.1078245433	
	14N	0.0276785993	
	16O	0.7547348049	
	23Na	0.0007499620	
	24Mg	0.0001899904	
	31P	0.0017999089	
	32S	0.0024098780	
	35Cl	0.0007899600	
	39K	0.0030198472	
	40Ca	0.0000299985	
	56Fe	0.0000399980	
	65Zn	0.0000499975	
	10B	0.0000506047	
mat[7]	1H	0.1005831874	# material untuk ptv kulit
	12C	0.2282390795	
	14N	0.0464177791	
	16O	0.6189723841	
	23Na	0.0000699967	
	24Mg	0.0000599971	
	31P	0.0003299842	
	32S	0.0015899239	
	35Cl	0.0026698723	
	39K	0.0008499593	
	40Ca	0.0001499928	
	56Fe	0.0000099995	
	65Zn	0.0000099995	
	10B	0.0000478446	
mat[8]	1H	0.1006320342	# material untuk ptv otot
	12C	0.1078246793	
	14N	0.0276786342	
	16O	0.7547357569	
	23Na	0.0007499630	

24Mg	0.0001899906	
31P	0.0017999112	
32S	0.0024098811	
35Cl	0.0007899610	
39K	0.0030198510	
40Ca	0.0000299985	
56Fe	0.0000399980	
65Zn	0.0000499975	
10B	0.0000493434	
mat[9] 12C	-0.000124	# material untuk udara
14N	-0.755267	
16O	-0.231781	
Ar40	-0.012827	

[M a t N a m e C o l o r]

mat	name	color
1	Tulang	white
2	Otot	pink
3	Kulit	pastelpink
4	GTV	red
5	CTV-Kulit	green
6	CTV-Otot	yellow
7	PTV-Kulit	pastelgreen
8	PTV-Otot	pastelyellow
9	Udara	cyan

[S u r f a c e]

```

1 c/x 10.1 0 1.2
2 c/x 10 0 4.1
3 c/x 10 0 4.35
4 px -3.5
5 px 3.5
6 px -0.2
7 px 0.2
8 py 6.35
9 pz 0.2
10 pz -0.2
11 pz 0.5
12 pz -0.5
13 px -0.5
14 px 0.5
15 py 6.65
16 pz 0.8
17 pz -0.8
18 px -0.8
19 px 0.8

```

20 py 7.15
999 so 500.

[C e 11]

2001 1 -1.85 -1 4 -5 \$ tulang
2002 2 -1.04 -2 4 -5 1 #2004 #2006 #2008 \$ Otot
2003 3 -1.1 2 -3 4 -5 #2001 #2004 #2005 #2007 \$ kulit
2004 4 -1.144 -3 6 -7 -8 -9 10 \$ gtv
2005 5 -1.144 2 -3 -11 12 13 -14 -15 #2004 \$ ctv kulit
2006 6 -1.04 -2 -11 12 13 -14 -15 #2004 \$ ctv otot
2007 7 -1.1 2 -3 -8 -16 17 18 -19 #2004 #2005 \$ ptv kulit
2008 8 -1.04 -2 -16 17 18 -19 -20 #2006 #2004 \$ ptv otot
1000 0 #2001 #2002 #2003 #2004 #2005 #2006 #2007 #2008 -999 \$ void
1001 -1 999 \$ Outer region

[Volume]

reg vol
2001 31.6512 \$tulang
2002 336.8426 \$otot
2003 46.1028 \$kulit
2004 0.072 \$gtv
2005 0.11 \$ctv kulit
2006 0.266 \$ctv otot
2007 0.19 \$ptv kulit
2008 0.682 \$ptv otot

[Transform]

*tr1 0 5 0 0 90 90 90 90 180 90 0 90 1

[Multiplier]

number = -299
interpolation = log
ne = 55
infl:{multiplier_photonskin.inp}[1-55] #photon male skin

[Multiplier]

number = -298
interpolation = log
ne = 68
infl:{multiplier_neutronskin.inp}[1-68] #neutron male skin

[Multiplier]

number = -297
interpolation = log
ne = 55
infl:{multiplier_photonbone.inp}[1-55] #photon male bone

```

[ Multiplier ]
number      = -296
interpolation = log
ne          = 68
infl:{multiplier_neutronbone.inp}[1-68] #neutron male bone

[ Multiplier ]
number      = -295
interpolation = log
ne          = 55
infl:{multiplier_photonremainder.inp}[1-55] #photon male remainder tissue

[ Multiplier ]
number      = -294
interpolation = log
ne          = 68
infl:{multiplier_neutronremainder.inp}[1-68] #neutron male remainder tissue

[ T - T R A C K ]
mesh = r-z          # mesh type is xyz scoring mesh
x0    = 0.0
y0    = 0.0
r-type = 1
nr     = 1
        0      1
z-type = 2          # z-mesh is linear given by zmin, zmax and nz
nz     = 400        # number of z-mesh points
zmin   = 0.         # minimum value of z-mesh points
zmax   = 9.         # maximum value of z-mesh points
e-type = 1          # e-mesh is given by the below data
ne     = 3
        1E-15 5E-7
        0.02 25
axis   = z
trcl   = 1
file   = mesh.out # file name of output for the above axis
part   = neutron
gshow  = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL
x-txt  = Nomor Region Organ
y-txt  = Dosis (Gy/source)
multiplier = 8
part    = photon
emax    = 10000
mat     mset1
1 (1 -297)

```



```

2 (1 -295)
3 (1 -299)
4 (1 -299) (1 -295)
5 (1 -299)
6 (1 -295)
7 (1 -299)
8 (1 -295)

```

```

multiplier = 8
part      = neutron
emax      = 10000

```

```

mat mset1
1 (1 -296)
2 (1 -294)
3 (1 -298)
4 (1 -298) (1 -294)
5 (1 -298)
6 (1 -294)
7 (1 -298)
8 (1 -294)

```

```

[ T - T r a c k ]

```

```

mesh = xyz      # mesh type is xyz scoring mesh
x-type = 1      # x-mesh is linear given by xmin, xmax and nx
nx    = 1      # number of x-mesh points
      -5.0 5.0
y-type = 2      # y-mesh is given by the below data
ny     = 200    # number of y-mesh points
ymin   = 0
ymax   = 15
z-type = 2      # z-mesh is linear given by zmin, zmax and nz
nz     = 200    # number of z-mesh points
zmin   = -10.   # minimum value of z-mesh points
zmax   = 9.     # maximum value of z-mesh points
part   = all
e-type = 1      # e-mesh is given by the below data
ne     = 1      # number of e-mesh points
      0.0 1000.0
unit   = 1      # unit is [1/cm^2/source]
axis   = yz     # axis of output
file   = AP.out  # file name of output for the above axis
title  = Track Detection using [T-track] tally
gshow  = 1      # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
part   = neutron proton photon alpha nucleus
epsout = 1      # (D=0) generate eps file by ANGEL

```

```

[ T - Cross ]
mesh = r-z          # mesh type is xyz scoring mesh
x0    = 0.0
y0    = 0.0
r-type = 1
nr     = 1
        0      1
z-type = 2          # z-mesh is linear given by zmin, zmax and nz
nz     = 600        # number of z-mesh points
zmin   = 0.         # minimum value of z-mesh points
zmax   = 9.         # maximum value of z-mesh points
e-type = 1          # e-mesh is given by the below data
ne     = 3
        1E-15 5E-7
        0.02 25
axis   = z          # axis of output
trcl   = 1
x-txt  = Kedalaman (cm)
y-txt  = Fluks (n.cm-2.s-1/source)
unit   = 1          # unit is [1/cm2/source]
file   = flux.out
output = flux
part   = neutron
epsout = 1

[ E n d ]

```

LAMPIRAN 3

Perhitungan Fraksi Massa baru tiap Jaringan

Konsentrasi boron 50 µg/g kanker

1. Tulang

$$\begin{aligned} \text{massa}_{\text{tulang}} &= V \times \rho \\ &= \pi r^2 t \times \rho \\ &= 3,14 \times (1,2 \text{ cm})^2 \times 7 \text{ cm} \times 1,85 \text{ g/cm}^3 \\ &= 58,55472 \text{ g} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{konsentrasi} \times \text{massa}_{\text{tulang}}}{\text{rasio}} \\ &= \frac{50 \text{ µg/g} \times 58,55472 \text{ g}}{10} \\ &= 0,0002927736 \text{ g} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Fraksi massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{massa}_{\text{boron-10}}}{\text{massa}_{\text{boron-10}} + \text{massa}_{\text{tulang}}} \\ &= \frac{0,0002927736 \text{ g}}{0,0002927736 \text{ g} + 58,55472 \text{ g}} \\ &= 0,0000050000 \end{aligned}$$

Unsur	Fraksi massa awal	Fraksi massa baru
H	0,0472340000	0,0472337638
C	0,1443300000	0,1443292784
N	0,0419900000	0,0419897901
O	0,4460960000	0,4460937695
Mg	0,0022000000	0,0021999890
P	0,1049700000	0,1049694752
S	0,0031500000	0,0031499843
Ca	0,2099300000	0,2099289504
Zn	0,0001000000	0,0000999995
B	-	0,0000050000
Jumlah	1,0000000000	1,0000000000

2. Otot

$$\begin{aligned} \text{massa}_{\text{otot}} &= V \times \rho \\ &= 336,8426 \text{ cm}^3 \times 1,0485 \text{ g/cm}^3 \\ &= 350,316304 \text{ g} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{konsentrasi} \times \text{massa}_{\text{otot}}}{\text{rasio}} \\ &= \frac{50 \text{ } \mu\text{g/g} \times 350,316304 \text{ g}}{10} \\ &= 0,0017515815 \text{ g} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Fraksi massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{massa}_{\text{boron-10}}}{\text{massa}_{\text{boron-10}} + \text{massa}_{\text{otot}}} \\ &= \frac{0,0017515815 \text{ g}}{0,0017515815 \text{ g} + 350,316304 \text{ g}} \\ &= 0,0000050000 \end{aligned}$$

Unsur	Fraksi massa awal	Fraksi massa baru
H	0,1006370000	0,1006364968
C	0,1078300000	0,1078294609
N	0,0276800000	0,0276798616
O	0,7547730000	0,7547692262
Na	0,0007500000	0,0007499963
Mg	0,0001900000	0,0001899991
P	0,0018000000	0,0017999910
S	0,0024100000	0,0024099880
Cl	0,0007900000	0,0007899961
K	0,0030200000	0,0030199849
Ca	0,0000300000	0,0000299999
Fe	0,0000400000	0,0000399998
Zn	0,0000500000	0,0000499998
B	-	0,0000050000
Jumlah	1,0000000000	1,0000000000

3. Kulit

$$\begin{aligned} \text{massa}_{\text{kulit}} &= V \times \rho \\ &= 46,1028 \text{ cm}^3 \times 1,1 \text{ g/cm}^3 \\ &= 50,71308 \text{ g} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{konsentrasi} \times \text{massa}_{\text{kulit}}}{\text{rasio}} \\ &= \frac{50 \text{ } \mu\text{g/g} \times 50,71308 \text{ g}}{10} \\ &= 0,0002535654 \text{ g} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Fraksi massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{massa}_{\text{boron-10}}}{\text{massa}_{\text{boron-10}} + \text{massa}_{\text{kulit}}} \\ &= \frac{0,0002535654 \text{ g}}{0,0002535654 \text{ g} + 50,71308 \text{ g}} \\ &= 0,0000050000 \end{aligned}$$

Unsur	Fraksi massa awal	Fraksi massa baru
H	0,1005880000	0,1005874971
C	0,2282500000	0,2282488588
N	0,0464200000	0,0464197679
O	0,6190020000	0,6189989050
Na	0,0000700000	0,0000699997
Mg	0,0000600000	0,0000599997
P	0,0003300000	0,0003299984
S	0,0015900000	0,0015899921
Cl	0,0026700000	0,0026699867
K	0,0008500000	0,0008499958
Ca	0,0001500000	0,0001499993
Fe	0,0000100000	0,0000100000
Zn	0,0000100000	0,0000100000
B	-	0,0000050000
Jumlah	1,0000000000	1,0000000000

4. GTV

$$\begin{aligned}
 \text{massa}_{\text{gtv}} &= V \times \rho \\
 &= 0,6 \text{ cm} \times 0,4 \text{ cm} \times 0,3 \text{ cm} \times 1,144 \text{ g/cm}^3 \\
 &= 0,072 \text{ cm}^3 \times 1,144 \text{ g/cm}^3 \\
 &= 0,082368 \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{konsentrasi} \times \text{massa}_{\text{gtv}}}{\text{rasio}} \\
 &= \frac{50 \text{ } \mu\text{g/g} \times 0,082368 \text{ g}}{1} \\
 &= 0,00000411840 \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Fraksi massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{massa}_{\text{boron-10}}}{\text{massa}_{\text{boron-10}} + \text{massa}_{\text{gtv}}} \\
 &= \frac{0,00000411840 \text{ g}}{0,00000411840 \text{ g} + 0,082368 \text{ g}} \\
 &= 0,0000499975
 \end{aligned}$$

Unsur	Fraksi massa awal	Fraksi massa baru
H	0,0989990100	0,0989940603
C	0,2689973100	0,2689838608
N	0,0449995000	0,0449972501
O	0,5689943100	0,5689658617
P	0,0179998000	0,0179989001
B	-	0,0000499975
Jumlah	1,0000000000	1,0000000000

5. CTV Kulit

$$\begin{aligned}
 \text{massa}_{\text{ctv kulit}} &= V \times \rho \\
 &= 0,11 \text{ cm}^3 \times 1,144 \text{ g/cm}^3 \\
 &= 0,12584 \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\text{massa}_{\text{boron-10}} = \frac{\text{konsentrasi} \times \text{massa}_{\text{ctv kulit}}}{\text{rasio}}$$

$$= \frac{50 \mu\text{g/g} \times 0,12584 \text{ g}}{2}$$

$$= 0,0000031460 \text{ g}$$

$$\text{Fraksi massa}_{\text{boron-10}} = \frac{\text{massa}_{\text{boron-10}}}{\text{massa}_{\text{boron-10}} + \text{massa}_{\text{ctv kulit}}}$$

$$= \frac{0,0000031460 \text{ g}}{0,0000031460 \text{ g} + 0,12584 \text{ g}}$$

$$= 0,0000249994$$

Unsur	Fraksi massa awal	Fraksi massa baru
H	0,0989990100	0,0989965351
C	0,2689973100	0,2689905852
N	0,0449995000	0,0449983750
O	0,5689943100	0,5689800855
P	0,0179998000	0,0179993500
B	-	0,0000249994
Jumlah	1,0000000000	1,0000000000

6. CTV Otot

$$\text{massa}_{\text{ctv otot}} = V \times \rho$$

$$= 0,266 \text{ cm}^3 \times 1,04 \text{ g/cm}^3$$

$$= 0,27664 \text{ g}$$

$$\text{massa}_{\text{boron-10}} = \frac{\text{konsentrasi} \times \text{massa}_{\text{ctv otot}}}{\text{rasio}}$$

$$= \frac{50 \mu\text{g/g} \times 0,27664 \text{ g}}{2}$$

$$= 0,0000069160 \text{ g}$$

$$\text{Fraksi massa}_{\text{boron-10}} = \frac{\text{massa}_{\text{boron-10}}}{\text{massa}_{\text{boron-10}} + \text{massa}_{\text{ctv otot}}}$$

$$= \frac{0,0000069160 \text{ g}}{0,0000069160 \text{ g} + 0,27664 \text{ g}}$$

$$= 0,0000249994$$

Unsur	Fraksi massa awal	Fraksi massa baru
H	0,1006370000	0,1006344841
C	0,1078300000	0,1078273043
N	0,0276800000	0,0276793080
O	0,7547730000	0,7547541311
Na	0,0007500000	0,0007499813
Mg	0,0001900000	0,0001899953
P	0,0018000000	0,0017999550
S	0,0024100000	0,0024099398
Cl	0,0007900000	0,0007899803
K	0,0030200000	0,0030199245
Ca	0,0000300000	0,0000299993
Fe	0,0000400000	0,0000399990
Zn	0,0000500000	0,0000499988
B	-	0,0000249994
Jumlah	1,0000000000	1,0000000000

7. PTV Kulit

$$\begin{aligned}
 \text{massa}_{\text{ptv kulit}} &= V \times \rho \\
 &= 0,19 \text{ cm}^3 \times 1,1 \text{ g/cm}^3 \\
 &= 0,209 \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{konsentrasi} \times \text{massa}_{\text{ptv kulit}}}{\text{rasio}} \\
 &= \frac{50 \text{ } \mu\text{g/g} \times 0,209 \text{ g}}{10} \\
 &= 0,0000010450 \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Fraksi massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{massa}_{\text{boron-10}}}{\text{massa}_{\text{boron-10}} + \text{massa}_{\text{ptv kulit}}} \\
 &= \frac{0,0000010450 \text{ g}}{0,0000010450 \text{ g} + 0,209 \text{ g}} \\
 &= 0,0000050000
 \end{aligned}$$

Unsur	Fraksi massa awal	Fraksi massa baru
H	0,1005880000	0,1005874971
C	0,2282500000	0,2282488588
N	0,0464200000	0,0464197679
O	0,6190020000	0,6189989050
Na	0,0000700000	0,0000699997
Mg	0,0000600000	0,0000599997
P	0,0003300000	0,0003299984
S	0,0015900000	0,0015899921
Cl	0,0026700000	0,0026699867
K	0,0008500000	0,0008499958
Ca	0,0001500000	0,0001499993
Fe	0,0000100000	0,0000100000
Zn	0,0000100000	0,0000100000
B	-	0,0000050000
Jumlah	1,0000000000	1,0000000000

8. PTV Otot

$$\begin{aligned}
 \text{massa}_{\text{ptv otot}} &= V \times \rho \\
 &= 0,682 \text{ cm}^3 \times 1,04 \text{ g/cm}^3 \\
 &= 0,70928 \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{konsentrasi} \times \text{massa}_{\text{ptv otot}}}{\text{rasio}} \\
 &= \frac{50 \text{ } \mu\text{g/g} \times 0,70928 \text{ g}}{10} \\
 &= 0,0000035464 \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Fraksi massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{massa}_{\text{boron-10}}}{\text{massa}_{\text{boron-10}} + \text{massa}_{\text{ptv otot}}} \\
 &= \frac{0,0000035464 \text{ g}}{0,0000035464 \text{ g} + 0,70928 \text{ g}} \\
 &= 0,0000050000
 \end{aligned}$$

Unsur	Fraksi massa awal	Fraksi massa baru
H	0,1006370000	0,1006364968
C	0,1078300000	0,1078294609
N	0,0276800000	0,0276798616
O	0,7547730000	0,7547692262
Na	0,0007500000	0,0007499963
Mg	0,0001900000	0,0001899991
P	0,0018000000	0,0017999910
S	0,0024100000	0,0024099880
Cl	0,0007900000	0,0007899961
K	0,0030200000	0,0030199849
Ca	0,0000300000	0,0000299999
Fe	0,0000400000	0,0000399998
Zn	0,0000500000	0,0000499998
B	-	0,0000050000
Jumlah	1,0000000000	1,0000000000

LAMPIRAN 4

Perhitungan Laju Dosis pada Jaringan Kanker

Konsentrasi boron 50 µg/g kanker

1. Laju Dosis Boron

$$\begin{aligned}\Phi &= 1,28 \times 10^8 \text{ n. cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1} \\ N_{\text{B10-kanker}} &= \frac{\left(\frac{m_{\text{B10}}}{A_{\text{rB10}}}\right) N_A}{m_{\text{kanker}}} \\ &= \frac{\left(\frac{0,0000041184 \text{ g}}{10,81 \text{ g/mol}}\right) \times 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,000082368 \text{ kg}} \\ &= 2,78585 \times 10^{21} \text{ atom/kg} \\ \sigma_{\text{a,B10}} &= 3,8637 \times 10^{-21} \text{ cm}^2 \\ Q &= 2,33 \text{ MeV} \\ \dot{D}_{\text{B}} &= \frac{\Phi N_{\text{B10-kanker}} \sigma_{\text{a,B10}} Q (1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \frac{\text{J/kg}}{\text{Gy}}} \\ &= 1,28 \times 10^8 \times 2,78585 \times 3,8637 \times 2,33 \times 1,6 \times 10^{-13} \\ &= 5,15255 \times 10^{-4} \text{ Gy/s}\end{aligned}$$

2. Laju Dosis Proton

$$\begin{aligned}\Phi &= 1,28 \times 10^8 \text{ n. cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1} \\ m_{\text{Nitrogen}} &= \text{Fraksi}_{\text{Nitrogen}} \times m_{\text{kanker}} \\ &= 0,0449972501 \times 0,000082368 \text{ kg} \times 1000 \text{ g/kg} \\ &= 0,003706333 \text{ g} \\ N_{\text{N-kanker}} &= \frac{\left(\frac{m_{\text{Nitrogen}}}{A_{\text{rNitrogen}}}\right) N_A}{m_{\text{kanker}}} \\ &= \frac{\left(\frac{0,003706333 \text{ g}}{14,008 \text{ g/mol}}\right) \times 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,000082368 \text{ kg}} \\ &= 1,93474 \times 10^{24} \text{ atom/kg}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\sigma_{a,N} &= 1,8269 \times 10^{-24} \text{ cm}^2 \\
Q &= 0,63 \text{ MeV} \\
\dot{D}_P &= \frac{\Phi N_{N-kanker} \sigma_{a,N} Q (1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \frac{\text{J/kg}}{\text{Gy}}} \\
&= 1,28 \times 10^8 \times 1,93474 \times 1,8269 \times 0,63 \times 1,6 \times 10^{-13} \\
&= 4,57492 \times 10^{-5} \text{ Gy/s}
\end{aligned}$$

3. Laju Dosis Neutron

$$\dot{D}_P = 4,12996 \times 10^{-5} \text{ Gy/s}$$

4. Laju Dosis Gamma

$$\begin{aligned}
\Phi &= 1,28 \times 10^8 \text{ n. cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1} \\
m_{\text{Hidrogen}} &= \text{Fraksi}_{\text{Hidrogen}} \times m_{\text{kanker}} \\
&= 0,0989940603 \times 0,000082368 \text{ kg} \times 1000 \text{ g/kg} \\
&= 0,008153943 \text{ g} \\
N_{H-kanker} &= \frac{\left(\frac{m_{\text{Hidrogen}}}{A_{\text{Hidrogen}}} \right) N_A}{m_{\text{kanker}}} \\
&= \frac{\left(\frac{0,008153943 \text{ g}}{2 \text{ g/mol}} \right) \times 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,000082368 \text{ kg}} \\
&= 2,98121 \times 10^{25} \text{ atom/kg} \\
\sigma_H &= 3,3196 \times 10^{-25} \text{ cm}^2 \\
\Delta &= 3,568 \times 10^{-13} \frac{\text{Gy/s}}{\text{Bq/kg}} \\
\varphi &= 0,00751 \text{ (lampiran 6)} \\
\dot{D}_\gamma &= \Phi N_{H-kanker} \sigma_H \Delta \varphi \\
&= 1,28 \times 10^8 \times 2,98121 \times 3,3196 \times 3,568 \times 10^{-13} \times 0,00751 \\
&= 3,40509 \times 10^{-6} \text{ Gy/s}
\end{aligned}$$

5. Laju Dosis Total

$$\begin{aligned}
 \dot{D}_{\text{total}} &= w_B \dot{D}_B + w_P \dot{D}_P + w_{\text{neutron}} \dot{D}_{\text{neutron}} + w_{\gamma} \dot{D}_{\gamma} \\
 &= (3,8 \times 5,15255 \times 10^{-4}) + (3,2 \times 4,57492 \times 10^{-5}) + \\
 &\quad (3,2 \times 4,12996 \times 10^{-5}) + (1 \times 3,40509 \times 10^{-6}) \\
 &= 0,00224 \text{ Gy/s}
 \end{aligned}$$

Konsentrasi ($\mu\text{g/g}$)	Laju Dosis Total (Gy/s)						
	Tulang	Kulit	GTV	CTV Kulit	CTV Otot	PTV Kulit	PTV Otot
20	0,00025	0,00030	0,00106	0,00053	0,00071	0,00031	0,00025
30	0,00026	0,00031	0,00146	0,00081	0,00095	0,00033	0,00027
40	0,00027	0,00033	0,00185	0,00100	0,00120	0,00034	0,00029
50	0,00028	0,00034	0,00224	0,00120	0,00144	0,00035	0,00030
60	0,00029	0,00035	0,00263	0,00139	0,00168	0,00037	0,00032

LAMPIRAN 5

Perhitungan Waktu Iradiasi dan Dosis Serap

1. Waktu Iradiasi

Waktu iradiasi pada kanker digunakan untuk waktu iradiasi pada jaringan sehat dengan masing-masing konsentrasi. Contoh perhitungan waktu iradiasi pada konsentrasi boron 50 µg/g kanker.

$$\begin{aligned}
 t &= \frac{D_{\text{minimal}}}{\dot{D}_{\text{total kanker}}} \\
 &= \frac{30 \text{ Gy}}{0,00224 \text{ Gy/s}} \\
 &= 1,3393 \times 10^4 \text{ s}
 \end{aligned}$$

Konsentrasi Boron (µg/g)	Laju Dosis Total (Gy/s)	Waktu Iradiasi		
		Jam	menit	detik
20	0,00106	7	51	34
30	0,00146	5	42	52
40	0,00185	4	30	26
50	0,00224	3	43	13
60	0,00263	3	10	8

2. Dosis Serap

Contoh perhitungan dosis serap tulang pada konsentrasi 50 µg/g kanker.

$$\begin{aligned}
 D_{\text{serap}} &= \dot{D}_{\text{total tulang}} \times t \\
 &= 0,00028 \frac{\text{Gy}}{\text{s}} \times 1,3393 \times 10^4 \text{ s} \\
 &= 3,73 \text{ Gy}
 \end{aligned}$$

Konsentrasi (µg/g)	Dosis Serap (Gy)						
	Tulang	Kulit	GTV	CTV Kulit	CTV Otot	PTV Kulit	PTV Otot
20	7,00	8,46	30,00	15,11	19,95	8,83	7,17
30	5,30	6,46	30,00	16,62	19,64	6,73	5,60
40	4,35	5,31	30,00	16,28	19,41	5,52	4,68
50	3,73	4,56	30,00	16,06	19,30	4,74	4,08
60	3,29	4,03	30,00	15,90	19,17	4,18	3,66

LAMPIRAN 6

Fraksi Dosis Serap Gamma

(Cristy dan Eckerman, 2002)

Specific Absorbed Fraction of Photon Energy in kg-1: Recommended Values for Age 15 Male or Adult Female												
Source = Skin												
	Energy (MeV)											
Target	0.010	0.015	0.020	0.030	0.050	0.100	0.200	0.500	1.000	1.500	2.000	4.000
Adrenals	4.56E-07	1.96E-05	2.81E-04	1.29E-03	2.02E-03	1.95E-03	2.20E-03	2.37E-03	2.39E-03	2.32E-03	2.23E-03	1.91E-03
UB_Wall	4.69E-06	9.89E-05	8.60E-04	3.01E-03	4.64E-03	4.42E-03	3.99E-03	3.55E-03	3.22E-03	2.97E-03	2.80E-03	2.36E-03
Bone_Sur	1.81E-03	6.37E-03	1.19E-02	1.61E-02	1.61E-02	8.58E-03	5.55E-03	4.23E-03	4.04E-03	3.99E-03	3.89E-03	3.37E-03
Brain	1.43E-05	8.47E-05	2.99E-04	1.77E-03	2.71E-03	2.35E-03	2.47E-03	2.90E-03	2.86E-03	2.61E-03	2.40E-03	1.98E-03
Breasts	1.27E-02	1.97E-02	2.00E-02	1.31E-02	6.25E-03	4.11E-03	4.41E-03	5.04E-03	4.85E-03	4.51E-03	4.23E-03	3.63E-03
St_Wall	6.30E-06	1.09E-04	8.29E-04	2.78E-03	4.09E-03	3.85E-03	3.49E-03	3.13E-03	2.85E-03	2.53E-03	2.49E-03	2.10E-03
St_Wall	2.59E-09	1.33E-06	1.11E-04	8.02E-04	1.81E-03	1.84E-03	1.90E-03	2.10E-03	2.19E-03	2.21E-03	2.18E-03	1.91E-03
ULI_Wall	0.0	3.92E-06	1.90E-04	1.66E-03	3.51E-03	3.62E-03	3.29E-03	2.32E-03	2.66E-03	2.46E-03	2.33E-03	1.98E-03
LLI_Wall	1.34E-05	8.55E-05	3.18E-04	2.03E-03	4.14E-03	4.15E-03	3.73E-03	3.29E-03	2.98E-03	2.75E-03	2.60E-03	2.20E-03
Kidneys	2.28E-05	2.47E-04	1.34E-03	3.02E-03	2.45E-03	2.15E-03	2.39E-03	2.66E-03	2.88E-03	2.65E-03	2.56E-03	2.07E-03
Liver	4.08E-06	7.03E-05	5.30E-04	2.01E-03	2.45E-03	2.13E-03	2.26E-03	2.52E-03	2.60E-03	2.53E-03	2.42E-03	2.13E-03
RTI-bas	0.0	2.11E-05	4.76E-04	2.47E-03	2.97E-03	2.56E-03	2.76E-03	2.94E-03	2.84E-03	2.66E-03	2.54E-03	2.36E-03
RT2-bas	0.0	2.11E-05	4.76E-04	2.47E-03	2.97E-03	2.56E-03	2.76E-03	2.94E-03	2.84E-03	2.66E-03	2.54E-03	2.36E-03
BB1-bas	0.0	6.31E-05	5.87E-04	2.47E-03	2.97E-03	2.56E-03	2.76E-03	2.94E-03	2.84E-03	2.66E-03	2.54E-03	2.36E-03
BB1-sec	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03
bbe-sec	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03
AI	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03
LN-Th	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03
Lung_Tiss	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03
Lung_NP	0.0	2.11E-05	4.76E-04	2.47E-03	2.97E-03	2.56E-03	2.76E-03	2.94E-03	2.84E-03	2.66E-03	2.54E-03	2.36E-03
Lung_TB	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03
Lung_P	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03
Muscle	4.93E-03	7.55E-03	7.88E-03	6.46E-03	4.34E-03	3.10E-03	3.12E-03	3.65E-03	3.67E-03	3.43E-03	3.19E-03	2.61E-03
Ovaries	0.0	2.82E-08	2.36E-05	5.35E-04	1.69E-03	1.78E-03	1.88E-03	2.02E-03	2.17E-03	2.15E-03	2.05E-03	1.62E-03
Pancreas	2.20E-10	2.33E-07	3.26E-05	5.79E-04	1.64E-03	1.77E-03	1.87E-03	2.02E-03	2.16E-03	2.16E-03	2.07E-03	1.66E-03
R_Marrow	3.98E-04	1.27E-03	1.88E-03	2.41E-03	2.67E-03	2.44E-03	2.66E-03	2.99E-03	3.17E-03	2.97E-03	2.79E-03	2.51E-03
SKin	2.62E-01	1.34E-01	7.27E-02	2.86E-02	1.07E-02	6.89E-03	7.82E-03	8.72E-03	8.54E-03	8.02E-03	7.51E-03	6.19E-03
Spleen	1.54E-06	3.94E-05	3.76E-04	1.71E-03	2.38E-03	2.04E-03	2.15E-03	2.49E-03	2.53E-03	2.40E-03	2.28E-03	2.08E-03
Testes	2.88E-03	1.35E-02	2.09E-02	1.73E-02	8.98E-03	5.79E-03	6.04E-03	6.69E-03	6.14E-03	5.52E-03	5.15E-03	4.72E-03
Thyroid	1.27E-05	2.14E-04	1.53E-03	3.60E-03	3.26E-03	2.68E-03	2.89E-03	3.21E-03	3.26E-03	3.03E-03	2.83E-03	2.52E-03
Thyroid	0.0	2.11E-05	4.76E-04	2.47E-03	2.97E-03	2.56E-03	2.76E-03	2.94E-03	2.84E-03	2.66E-03	2.54E-03	2.36E-03
GB_Wall	7.25E-09	2.24E-06	1.31E-04	1.38E-03	3.22E-03	3.45E-03	3.16E-03	2.80E-03	2.55E-03	2.36E-03	2.24E-03	1.90E-03
Rt_Wall	2.07E-05	1.31E-04	8.55E-04	1.60E-03	2.39E-03	2.17E-03	2.34E-03	2.53E-03	2.51E-03	2.40E-03	2.30E-03	2.09E-03
Uterus	1.85E-03	6.45E-07	4.12E-05	7.21E-04	1.82E-03	1.89E-03	1.95E-03	2.22E-03	2.19E-03	2.15E-03	2.10E-03	1.88E-03

LAMPIRAN 7

Multiplier

1. Foton, laki-laki: Dosis serap kulit

Table B.26. Photons, male: skin absorbed dose per fluence, in units of pGy cm², for mono-energetic particles incident in various geometries.

Energy (MeV)	AP	PA	LLAT	RLAT	ROT	ISO
0.01	1.74	1.72	0.912	0.907	1.43	1.17
0.015	1.23	1.20	0.665	0.653	1.04	0.917
0.02	0.855	0.839	0.480	0.467	0.735	0.667
0.03	0.506	0.506	0.298	0.291	0.439	0.403
0.04	0.376	0.378	0.227	0.223	0.326	0.298
0.05	0.328	0.329	0.201	0.197	0.284	0.258
0.06	0.320	0.319	0.197	0.194	0.276	0.249
0.07	0.326	0.328	0.207	0.203	0.286	0.258
0.08	0.353	0.351	0.223	0.220	0.307	0.276
0.1	0.421	0.418	0.272	0.269	0.368	0.333
0.15	0.649	0.640	0.433	0.428	0.569	0.518
0.2	0.893	0.885	0.615	0.607	0.792	0.725
0.3	1.40	1.38	0.987	0.978	1.24	1.14
0.4	1.87	1.83	1.35	1.34	1.67	1.55
0.5	2.29	2.25	1.69	1.68	2.07	1.92
0.511	2.34	2.29	1.73	1.71	2.11	1.96
0.6	2.68	2.62	2.01	1.99	2.42	2.26
0.662	2.89	2.83	2.20	2.18	2.62	2.46
0.8	3.30	3.24	2.57	2.55	3.03	2.85
1.0	3.80	3.72	3.03	3.01	3.51	3.33
1.117	4.03	3.95	3.27	3.24	3.76	3.57
1.33	4.40	4.31	3.65	3.62	4.14	3.95
1.5	4.65	4.54	3.92	3.89	4.39	4.21
2.0	5.28	5.16	4.62	4.60	5.05	4.89
3.0	6.26	6.18	5.78	5.76	6.11	6.00
4.0	7.11	7.06	6.81	6.79	7.05	6.94
5.0	7.90	7.87	7.77	7.77	7.93	7.81
6.0	8.65	8.67	8.71	8.70	8.77	8.64
6.129	8.75	8.77	8.83	8.82	8.88	8.75
8.0	10.1	10.2	10.5	10.5	10.4	10.3
10.0	11.5	11.7	12.3	12.3	11.9	11.8
15.0	14.8	15.2	16.6	16.6	15.7	15.6
20.0	17.9	18.3	20.7	20.7	19.2	19.3
30.0	23.2	23.8	28.3	28.4	25.6	26.0
40.0	27.9	28.6	35.2	35.4	31.4	32.0
50.0	31.6	32.6	41.4	41.7	36.4	37.3
60.0	34.6	35.9	47.0	47.4	40.7	42.0
80.0	39.1	41.1	56.6	57.2	47.6	50.0
100	42.4	44.7	64.5	65.3	52.9	56.5
150	47.9	50.5	79.4	80.4	61.8	68.8
200	51.8	54.3	90.2	91.2	67.8	77.7
300	56.8	59.0	105	106	75.6	90.0
400	60.1	62.0	115	116	80.7	98.3
500	62.2	64.1	122	124	84.4	105
600	63.7	65.8	128	129	87.2	109
800	65.4	68.0	137	138	91.5	117
1000	67.0	69.7	143	145	94.6	123
1500	69.4	72.4	155	156	99.9	134
2000	71.5	74.2	163	165	104	142
3000	73.8	76.5	174	176	108	154
4000	75.3	77.9	182	184	111	163
5000	76.5	78.9	188	189	114	169
6000	77.3	79.6	193	194	116	175
8000	78.4	80.6	202	203	119	184
10,000	79.1	81.4	208	210	121	191

AP, antero-posterior; PA, postero-anterior; LLAT, left lateral; RLAT, right lateral; ROT, rotational; ISO, isotropic.

2. Neutron, laki-laki: Dosis serap kulit

Table C.27. Neutrons, male: skin absorbed dose per fluence, in units of pGy cm², for mono-energetic particles incident in various geometries.

Energy (MeV)	AP	PA	LLAT	RLAT	ROT	ISO
1.0E-9	1.62	1.71	0.792	0.786	1.25	0.993
1.0E-8	1.40	1.43	0.655	0.653	1.11	0.881
2.5E-8	1.38	1.45	0.653	0.652	1.10	0.870
1.0E-7	1.48	1.55	0.667	0.667	1.16	0.910
2.0E-7	1.55	1.63	0.693	0.697	1.20	0.942
5.0E-7	1.60	1.70	0.726	0.725	1.26	0.978
1.0E-6	1.62	1.75	0.739	0.740	1.28	0.996
2.0E-6	1.64	1.77	0.739	0.743	1.30	1.00
5.0E-6	1.65	1.80	0.743	0.745	1.30	0.999
1.0E-5	1.63	1.77	0.733	0.732	1.28	0.996
2.0E-5	1.60	1.75	0.719	0.719	1.26	0.971
5.0E-5	1.56	1.68	0.689	0.689	1.23	0.942
1.0E-4	1.52	1.65	0.674	0.674	1.20	0.919
2.0E-4	1.49	1.63	0.663	0.663	1.17	0.899
5.0E-4	1.46	1.58	0.645	0.644	1.14	0.878
0.001	1.45	1.56	0.642	0.642	1.13	0.876
0.002	1.47	1.57	0.649	0.651	1.15	0.894
0.005	1.57	1.66	0.703	0.710	1.24	0.978
0.01	1.78	1.86	0.819	0.818	1.41	1.14
0.02	2.19	2.25	1.04	1.03	1.76	1.46
0.03	2.58	2.62	1.26	1.24	2.10	1.76
0.05	3.30	3.29	1.64	1.61	2.70	2.31
0.07	3.94	3.90	1.99	1.95	3.23	2.80
0.1	4.78	4.70	2.46	2.41	3.94	3.46
0.15	5.99	5.84	3.14	3.07	4.95	4.41
0.2	7.02	6.82	3.73	3.64	5.83	5.23
0.3	8.78	8.50	4.76	4.65	7.34	6.63
0.5	11.6	11.2	6.49	6.33	9.81	8.93
0.7	14.1	13.6	8.00	7.81	11.9	10.9
0.9	16.2	15.6	9.39	9.17	13.8	12.6
1.0	17.2	16.6	10.0	9.81	14.6	13.4
1.2	18.9	18.3	11.3	11.0	16.2	14.8
1.5	21.2	20.5	12.9	12.7	18.2	16.8
2.0	24.5	23.8	15.4	15.1	21.3	19.6
3.0	30.3	29.4	19.8	19.5	26.6	24.5
4.0	35.1	34.1	23.6	23.2	30.9	28.5
5.0	39.0	38.0	26.8	26.5	34.7	32.0
6.0	42.3	41.3	29.7	29.3	37.9	35.0
7.0	45.3	44.3	32.3	31.9	40.8	37.7
8.0	48.0	46.9	34.6	34.2	43.3	40.1
9.0	50.5	49.4	36.7	36.3	45.7	42.3
10.0	52.7	51.6	38.7	38.3	47.7	44.3
12.0	56.6	55.4	42.2	41.8	51.1	47.6
14.0	59.4	58.1	45.0	44.6	53.5	50.0
15.0	60.5	59.2	46.1	45.7	54.4	51.0
16.0	61.3	60.0	47.2	46.8	55.1	51.7
18.0	62.5	61.2	48.9	48.5	56.1	52.8
20.0	63.2	61.8	50.3	49.9	56.6	53.5
21.0	63.4	62.1	50.9	50.5	56.8	53.7
30.0	63.9	62.6	54.4	54.1	56.7	54.4
50.0	63.4	62.8	58.3	58.1	55.6	54.5
75.0	63.3	63.2	61.2	61.0	56.3	55.9
100	62.8	62.9	62.8	62.7	58.3	58.5
130	62.8	62.6	64.3	64.3	61.4	62.1
150	63.4	63.0	65.6	65.6	63.7	64.5
180	64.9	64.1	68.1	68.1	67.0	68.3
200	66.3	65.3	69.9	69.9	69.3	70.8
300	75.6	73.7	80.8	80.8	81.0	83.5
400	87.3	85.0	93.4	93.5	92.8	96.0
500	99.6	97.0	106	106	104	108
600	112	108	119	119	115	119
700	122	118	129	130	125	129
800	131	126	138	139	132	138
900	138	132	146	146	139	145
1000	144	137	152	152	145	152
2000	176	164	189	191	181	193
5000	218	209	265	264	235	262
10,000	291	281	360	352	297	346

AP, antero-posterior; PA, postero-anterior; LLAT, left lateral; RLAT, right lateral; ROT, rotational; ISO, isotropic.

3. Foton, laki-laki: Dosis serap tulang

Table B.19. Photons, male: bone|surface (endosteum) absorbed dose per fluence, in units of pGy cm², for mono-energetic particles incident in various geometries.

Energy (MeV)	AP	PA	LLAT	RLAT	ROT	ISO
0.01	3.5E-4	4.3E-5	1.1E-4	1.4E-4	2.3E-4	0.0016
0.015	0.0098	0.0030	0.0051	0.0056	0.0082	0.0152
0.02	0.0586	0.0356	0.0384	0.0410	0.0493	0.0542
0.03	0.238	0.196	0.153	0.158	0.198	0.170
0.04	0.346	0.313	0.219	0.223	0.292	0.245
0.05	0.389	0.365	0.246	0.250	0.333	0.277
0.06	0.408	0.392	0.258	0.262	0.351	0.293
0.07	0.425	0.411	0.268	0.273	0.367	0.307
0.08	0.442	0.433	0.281	0.285	0.384	0.320
0.1	0.491	0.484	0.315	0.319	0.428	0.358
0.15	0.669	0.665	0.440	0.444	0.588	0.494
0.2	0.882	0.878	0.593	0.599	0.782	0.659
0.3	1.33	1.33	0.928	0.935	1.20	1.02
0.4	1.79	1.78	1.27	1.28	1.62	1.40
0.5	2.22	2.22	1.62	1.63	2.09	1.76
0.511	2.27	2.26	1.65	1.67	2.07	1.81
0.6	2.64	2.64	1.96	1.97	2.42	2.13
0.662	2.89	2.89	2.16	2.18	2.66	2.35
0.8	3.43	3.43	2.62	2.63	3.18	2.82
1.0	4.16	4.16	3.24	3.26	3.88	3.47
1.117	4.56	4.56	3.59	3.61	4.27	3.83
1.33	5.25	5.25	4.20	4.22	4.95	4.47
1.5	5.77	5.79	4.66	4.69	5.46	4.96
2.0	7.19	7.20	5.95	5.97	6.83	6.28
3.0	9.66	9.65	8.23	8.25	9.22	8.61
4.0	11.8	11.8	10.3	10.3	11.3	10.7
5.0	13.7	13.8	12.1	12.1	13.3	12.6
6.0	15.5	15.7	13.9	13.9	15.1	14.3
6.129	15.8	16.0	14.1	14.1	15.3	14.6
8.0	18.8	19.3	17.1	17.1	18.5	17.6
10.0	21.8	22.6	20.1	20.0	21.6	20.7
15.0	28.3	29.7	26.9	26.8	28.4	27.7
20.0	33.7	35.7	33.1	32.9	34.2	34.0
30.0	42.2	44.6	44.0	43.8	43.8	44.7
40.0	48.9	51.2	53.9	53.6	51.7	53.7
50.0	54.0	56.2	62.7	62.2	58.3	61.2
60.0	58.1	60.2	70.4	69.8	63.6	67.6
80.0	64.3	66.4	83.3	82.5	72.0	78.2
100	68.7	70.6	93.4	92.4	78.0	86.6
150	76.2	77.2	111	110	88.1	102
200	81.3	81.5	124	123	94.7	113
300	87.8	87.0	141	140	109	128
400	91.5	90.5	152	151	109	138
500	94.0	93.1	160	159	113	145
600	95.8	95.0	166	165	116	151
800	98.1	97.6	176	175	120	160
1000	99.9	99.4	183	182	123	167
1500	103	102	195	194	128	180
2000	105	104	203	203	131	189
3000	107	106	215	214	136	203
4000	109	108	224	223	138	213
5000	110	108	230	229	141	221
6000	111	109	235	234	143	228
8000	112	110	243	241	145	239
10,000	113	110	249	246	147	247

AP, antero-posterior; PA, postero-anterior; LLAT, left lateral; RLAT, right lateral; ROT, rotational; ISO, isotropic.

4. Neutron, laki-laki: Dosis serap tulang

Table C.19. Neutrons, male: bone surface (endosteum) absorbed dose per fluence, in units of pGy cm², for mono-energetic particles incident in various geometries.

Energy (MeV)	AP	PA	LLAT	RLAT	ROT	ISO
1.0E-9	0.915	0.824	0.441	0.450	0.679	0.551
1.0E-8	1.04	0.952	0.506	0.517	0.814	0.653
2.5E-8	1.16	1.09	0.578	0.587	0.925	0.737
1.0E-7	1.50	1.44	0.750	0.762	1.20	0.946
2.0E-7	1.67	1.64	0.850	0.863	1.35	1.06
5.0E-7	1.88	1.89	0.970	0.981	1.53	1.20
1.0E-6	1.99	2.04	1.03	1.04	1.64	1.28
2.0E-6	2.09	2.14	1.08	1.09	1.71	1.33
5.0E-6	2.15	2.24	1.11	1.11	1.77	1.37
1.0E-5	2.18	2.28	1.11	1.12	1.79	1.38
2.0E-5	2.17	2.28	1.10	1.11	1.78	1.38
5.0E-5	2.16	2.28	1.09	1.09	1.76	1.37
1.0E-4	2.15	2.26	1.07	1.08	1.74	1.35
2.0E-4	2.11	2.24	1.05	1.06	1.72	1.33
5.0E-4	2.08	2.21	1.03	1.03	1.69	1.31
0.001	2.04	2.18	1.01	1.01	1.67	1.29
0.002	2.01	2.16	0.992	0.996	1.65	1.27
0.005	1.99	2.14	0.974	0.982	1.63	1.26
0.01	2.01	2.15	0.974	0.986	1.64	1.26
0.02	2.05	2.18	1.01	1.02	1.67	1.30
0.03	2.12	2.23	1.06	1.07	1.72	1.34
0.05	2.28	2.34	1.15	1.17	1.85	1.44
0.07	2.45	2.46	1.26	1.28	1.99	1.56
0.1	2.72	2.67	1.44	1.47	2.22	1.74
0.15	3.19	3.04	1.74	1.78	2.61	2.05
0.2	3.68	3.44	2.05	2.10	3.01	2.38
0.3	4.66	4.27	2.67	2.74	3.83	3.04
0.5	6.59	5.99	3.90	3.98	5.47	4.36
0.7	8.37	7.65	5.03	5.13	7.02	5.63
0.9	10.0	9.26	6.12	6.24	8.52	6.87
1.0	10.9	10.1	6.65	6.78	9.26	7.49
1.2	12.5	11.7	7.74	7.88	10.7	8.71
1.5	15.0	14.2	9.34	9.50	12.9	10.5
2.0	18.7	18.1	11.9	12.0	16.2	13.3
3.0	25.0	24.6	16.3	16.5	22.0	18.3
4.0	30.0	29.8	20.0	20.3	26.7	22.4
5.0	34.2	34.0	23.3	23.5	30.7	26.0
6.0	37.6	37.5	26.1	26.4	34.1	29.1
7.0	40.7	40.7	28.7	28.9	37.1	31.9
8.0	43.5	43.5	31.0	31.2	39.8	34.4
9.0	46.0	46.1	33.1	33.4	42.3	36.7
10.0	48.4	48.4	35.1	35.4	44.6	38.8
12.0	52.6	52.6	38.7	39.0	48.6	42.5
14.0	56.0	56.1	41.9	42.1	51.9	45.6
15.0	57.5	57.6	43.3	43.5	53.3	47.0
16.0	58.8	58.9	44.6	44.8	54.5	48.2
18.0	60.9	61.1	46.9	47.2	56.7	50.4
20.0	62.7	62.9	48.9	49.2	58.5	52.3
21.0	63.4	63.7	49.8	50.1	59.2	53.1
30.0	68.1	68.5	56.2	56.4	64.0	58.7
50.0	73.7	74.5	64.8	65.1	69.5	65.7
75.0	78.4	79.9	72.5	72.5	74.6	72.0
100	81.6	83.6	78.3	78.1	79.3	77.6
130	84.3	86.5	83.9	83.3	84.3	83.8
150	85.8	88.0	87.2	86.4	87.3	87.6
180	88.1	90.3	91.7	90.8	91.5	93.0
200	89.8	92.0	94.5	93.6	94.2	96.6
300	101	103	109	108	109	114
400	116	118	125	125	125	131
500	133	135	142	143	141	147
600	149	151	159	159	156	162
700	164	165	174	174	169	176
800	176	176	186	186	180	188
900	185	185	195	196	190	197
1000	193	191	203	204	197	206
2000	234	226	251	252	243	261
5000	286	282	343	343	307	352
10,000	383	371	456	445	386	460

AP, antero-posterior; PA, postero-anterior; LLAT, left lateral; RLAT, right lateral; ROT, rotational; ISO, isotropic.

5. Photon, male: remainder tissue absorbed dose

Table B.24. Photons, male: remainder tissues absorbed dose per fluence, in units of pGy cm², for mono-energetic particles incident in various geometries.

Energy (MeV)	AP	PA	LLAT	RLAT	ROT	ISO
0.01	0.0076	0.0021	0.0041	0.0039	0.0044	0.0051
0.015	0.0092	0.0134	0.0199	0.0186	0.0247	0.0201
0.02	0.100	0.0323	0.0341	0.0317	0.0493	0.0378
0.03	0.184	0.102	0.0679	0.0628	0.106	0.0798
0.04	0.240	0.163	0.103	0.0958	0.155	0.119
0.05	0.279	0.206	0.131	0.121	0.191	0.148
0.06	0.309	0.242	0.152	0.142	0.220	0.170
0.07	0.331	0.272	0.172	0.160	0.246	0.192
0.08	0.368	0.306	0.193	0.181	0.276	0.215
0.1	0.441	0.371	0.239	0.226	0.337	0.263
0.15	0.647	0.560	0.371	0.355	0.507	0.403
0.2	0.870	0.769	0.520	0.499	0.697	0.556
0.3	1.33	1.19	0.843	0.808	1.09	0.881
0.4	1.77	1.61	1.18	1.13	1.48	1.21
0.5	2.20	2.02	1.52	1.46	1.87	1.55
0.511	2.25	2.07	1.55	1.49	1.91	1.58
0.6	2.62	2.43	1.85	1.78	2.25	1.88
0.662	2.86	2.66	2.05	1.98	2.47	2.08
0.8	3.39	3.18	2.50	2.41	2.96	2.51
1.0	4.11	3.87	3.12	3.01	3.64	3.11
1.117	4.49	4.25	3.46	3.35	4.01	3.45
1.33	5.17	4.91	4.07	3.95	4.66	4.05
1.5	5.68	5.40	4.53	4.41	5.15	4.51
2.0	7.05	6.74	5.81	5.65	6.49	5.77
3.0	9.43	9.10	8.09	7.87	8.82	8.00
4.0	11.5	11.2	10.1	9.84	10.9	10.0
5.0	13.4	13.1	11.9	11.7	12.8	11.9
6.0	15.2	15.0	13.7	13.4	14.5	13.6
6.129	15.4	15.2	13.9	13.6	14.7	13.8
8.0	18.5	18.6	17.0	16.7	17.9	16.9
10.0	21.5	21.9	20.3	20.0	21.2	20.1
15.0	28.5	30.1	28.1	27.7	29.0	27.8
20.0	34.9	38.0	35.9	35.3	36.5	35.2
30.0	45.3	51.1	50.0	49.1	49.1	48.7
40.0	53.4	61.5	62.7	61.7	60.0	60.5
50.0	59.6	69.9	73.9	73.2	69.0	70.6
60.0	64.4	76.6	83.4	83.1	76.5	79.2
80.0	71.5	86.6	98.7	99.4	88.1	93.4
100	76.7	93.5	110	112	96.4	105
150	85.3	105	130	134	110	125
200	91.5	112	142	149	119	139
300	99.4	120	159	168	130	159
400	104	126	170	181	137	172
500	108	130	177	190	142	181
600	110	133	183	198	146	188
800	112	137	192	208	152	200
1000	115	140	198	216	155	208
1500	118	146	208	229	163	225
2000	121	149	215	238	167	236
3000	124	153	223	249	173	252
4000	126	155	229	257	177	264
5000	128	156	233	263	180	273
6000	129	157	237	268	182	280
8000	130	158	242	276	186	291
10,000	131	159	246	282	187	299

AP, antero-posterior; PA, postero-anterior; LLAT, left lateral; RLAT, right lateral; ROT, rotational; ISO, isotropic.

6. Neutro, male: remainder tissue absorbed dose

Table C.25. Neutrons, male: remainder tissues absorbed dose per fluence, in units of pGy cm², for mono-energetic particles incident in various geometries.

Energy (MeV)	AP	PA	LLAT	R LAT	ROT	ISO
1.0E-9	1.05	0.765	0.400	0.367	0.640	0.493
1.0E-8	1.22	0.897	0.453	0.423	0.734	0.599
2.5E-8	1.38	1.04	0.518	0.480	0.834	0.684
1.0E-7	1.82	1.39	0.677	0.625	1.17	0.890
2.0E-7	2.05	1.59	0.773	0.714	1.33	0.992
5.0E-7	2.36	1.86	0.891	0.827	1.54	1.14
1.0E-6	2.52	2.03	0.967	0.901	1.67	1.24
2.0E-6	2.65	2.14	1.03	0.959	1.77	1.31
5.0E-6	2.77	2.27	1.07	1.00	1.85	1.37
1.0E-5	2.84	2.34	1.09	1.02	1.89	1.40
2.0E-5	2.85	2.37	1.11	1.03	1.91	1.41
5.0E-5	2.86	2.39	1.12	1.04	1.92	1.43
1.0E-4	2.88	2.41	1.12	1.04	1.92	1.43
2.0E-4	2.86	2.41	1.11	1.03	1.92	1.44
5.0E-4	2.86	2.42	1.10	1.03	1.91	1.44
0.001	2.82	2.41	1.09	1.02	1.90	1.43
0.002	2.79	2.40	1.09	1.02	1.90	1.43
0.005	2.79	2.41	1.09	1.01	1.91	1.42
0.01	2.81	2.43	1.11	1.02	1.93	1.42
0.02	2.86	2.47	1.12	1.03	1.96	1.45
0.03	2.94	2.51	1.14	1.05	1.99	1.49
0.05	3.09	2.59	1.20	1.11	2.08	1.56
0.07	3.25	2.68	1.26	1.17	2.17	1.63
0.1	3.49	2.81	1.36	1.28	2.33	1.74
0.15	3.91	3.05	1.52	1.45	2.58	1.93
0.2	4.33	3.29	1.70	1.62	2.85	2.12
0.3	5.19	3.78	2.05	1.98	3.38	2.52
0.5	6.88	4.84	2.80	2.71	4.48	3.34
0.7	8.48	5.93	3.57	3.45	5.60	4.18
0.9	10.0	7.07	4.35	4.22	6.73	5.04
1.0	10.8	7.67	4.76	4.62	7.31	5.48
1.2	12.4	8.94	5.62	5.45	8.49	6.39
1.5	14.7	10.9	6.96	6.73	10.3	7.78
2.0	18.5	14.2	9.21	8.90	13.3	10.1
3.0	25.0	20.3	13.5	13.0	18.8	14.5
4.0	30.4	25.7	17.5	16.9	23.7	18.5
5.0	35.0	30.3	21.1	20.3	28.0	22.2
6.0	38.9	34.4	24.4	23.5	31.7	25.4
7.0	42.4	37.9	27.3	26.3	35.1	28.4
8.0	45.4	41.1	30.0	28.9	38.1	31.0
9.0	48.2	43.9	32.4	31.2	40.8	33.5
10.0	50.7	46.5	34.7	33.4	43.2	35.7
12.0	55.0	51.1	38.7	37.3	47.5	39.5
14.0	58.5	54.9	42.2	40.7	51.0	42.8
15.0	60.0	56.5	43.8	42.3	52.5	44.3
16.0	61.3	58.0	45.2	43.7	53.9	45.6
18.0	63.4	60.6	47.8	46.3	56.4	48.0
20.0	65.2	62.7	50.1	48.6	58.4	50.2
21.0	66.0	63.7	51.2	49.6	59.4	51.1
30.0	70.9	69.9	58.6	57.0	65.5	58.0
50.0	76.7	77.0	68.8	67.1	73.3	67.7
75.0	81.8	83.7	77.9	76.1	80.6	76.7
100	86.0	90.0	85.5	83.6	87.0	84.5
130	90.1	96.8	93.3	91.7	94.0	92.9
150	92.6	101	98.1	96.7	98.4	98.1
180	96.0	106	105	104	105	105
200	98.4	110	109	108	109	110
300	112	126	128	129	128	132
400	130	145	147	149	147	152
500	148	164	166	169	165	170
600	166	183	184	187	182	188
700	182	199	200	203	197	203
800	195	212	213	217	210	217
900	206	222	224	228	222	229
1000	215	231	234	238	231	239
2000	266	282	295	300	292	312
5000	332	367	408	409	390	430
10,000	431	468	527	520	484	565

AP, antero-posterior; PA, postero-anterior; LLAT, left lateral; R LAT, right lateral; ROT, rotational; ISO, isotropic.